

**BỘ THÔNG TIN VÀ TRUYỀN THÔNG  
HỌC VIỆN CÔNG NGHỆ BƯU CHÍNH VIỄN THÔNG**

-----o0o-----



**HÀ VĂN AN**

**PHÁT HIỆN NHỊP THỞ BẰNG CẢM BIẾN RADAR**

**LUẬN VĂN THẠC SỸ KỸ THUẬT**

**(Theo định hướng ứng dụng)**

**HÀ NỘI 2023**

**BỘ THÔNG TIN VÀ TRUYỀN THÔNG  
HỌC VIỆN CÔNG NGHỆ BƯU CHÍNH VIỄN THÔNG**

-----o0o-----



**HÀ VĂN AN**

**PHÁT HIỆN NHỊP THỞ BẰNG CẢM BIẾN RADAR**

**CHUYÊN NGÀNH: HỆ THỐNG THÔNG TIN**

**Mã số: 8.48.01.04**

**LUẬN VĂN THẠC SỸ KỸ THUẬT**

**NGƯỜI HƯỚNG DẪN KHOA HỌC: PGS.TS.PHẠM VĂN CƯỜNG**

**HÀ NỘI 2023**

## **LỜI CAM ĐOAN**

Học viên xin cam đoan luận văn: “PHÁT HIỆN NHỊP THỞ BẰNG CẢM BIẾN RADAR” là do bản thân học viên nghiên cứu và hoàn thành dưới sự hướng dẫn của PGS.TS.PHẠM VĂN CUỒNG. Các số liệu, thông tin thu thập và kết quả nghiên cứu trong đề tài là trung thực.

*Học viên xin chịu trách nhiệm về lời cam đoan này.*

*Hà Nội, tháng năm 2023.*

**Học viên thực hiện**

**HÀ VĂN AN**

## LỜI CẢM ƠN

Để hoàn thành luận văn tốt nghiệp “Phát hiện nhịp thở bằng cảm biến Radar” lời đầu tiên học viên xin gửi cảm ơn sâu sắc nhất tới PGS.TS PHẠM VĂN CUỜNG đã hướng dẫn và chỉ bảo học viên tận tình trong suốt thời gian làm khóa luận.

Học viên xin chân thành cảm ơn Ban giám hiệu nhà trường, các thầy cô Trường Học viện Công nghệ Bru chính Viễn thông, các giảng viên đã chỉ dạy cho học viên những kiến thức, kỹ năng, giúp đỡ để học viên hoàn thành bản luận văn này.

Bản luận văn không tránh được thiếu sót, rất mong được các thầy cô giáo trong hội đồng chấm luận văn xem xét, đóng góp ý kiến để luận văn được hoàn thiện hơn.

Cảm ơn!

*Hà Nội, 17 tháng 01 năm 2022*

**HỌC VIÊN**

Hà Văn An

## MỤC LỤC

<b>LỜI CAM ĐOAN.....</b>	<b>i</b>
<b>LỜI CẢM ƠN .....</b>	<b>ii</b>
<b>MỤC LỤC .....</b>	<b>ii</b>
<b>DANH MỤC HÌNH VẼ.....</b>	<b>iii</b>
<b>DANH MỤC BẢNG BIỂU .....</b>	<b>iii</b>
<b>DANH MỤC CÁC THUẬT NGỮ, CHỮ VIẾT TẮT .....</b>	<b>iii</b>
<b>PHẦN MỞ ĐẦU .....</b>	<b>1</b>
1. Lý do chọn đề tài.....	1
2. Tổng quan về vấn đề nghiên cứu .....	2
<b>2.1 Các phương pháp đo nhịp thở .....</b>	<b>2</b>
2.2 Kết luận.....	5
3. Mục tiêu nghiên cứu .....	6
4. Đối tượng và phạm vi nghiên cứu .....	6
5. Phương pháp nghiên cứu: .....	6
<b>PHẦN NỘI DUNG.....</b>	<b>7</b>
<b>CHƯƠNG 1. TỔNG QUAN VỀ ĐO NHỊP THỞ.....</b>	<b>7</b>
1.1. Bài toán đo nhịp thở.....	7
1.2. Các nghiên cứu trước đây .....	7
1.2.1 Phát hiện nhịp thở và nhịp tim thông qua sóng Radar Doopler 24GHz trong thời gian thực.....	7
1.2.2 Phân tích thành phần chính của nhịp thở đo bằng Radar UWB .....	11
1.2.3 Theo dõi dấu hiệu sinh tồn bằng Radar sóng FMCW Millimeter .....	12
1.2.4 Ứng dụng nhà thông minh vào theo dõi nhịp thở và nhịp tim.....	14
1.2.5 Theo dõi nhịp thở và nhịp tim trong thời gian thực bằng sóng WiFi .....	23
1.3. Kết luận.....	29
<b>CHƯƠNG 2: NGHIÊN CỨU PHƯƠNG PHÁP THEO DÕI NHỊP THỞ BẰNG CẢM BIẾN RADAR .....</b>	<b>30</b>
2.1. Giới thiệu về cảm biến Radar TI IWR- 1443.....	30
2.1.1 Lý do chọn cảm biến Radar TI IWR- 1443 .....	30

2.1.2 Thông số cơ bản của cảm biến Radar TI IWR- 1443 .....	31
2.1.3 So sánh với các loại cảm biến Radar khác.....	32
2.1.4 Ưu và nhược điểm của cảm biến Radar IWR- 1443 .....	33
2.2 Nguyên lý hoạt động của cảm biến Radar IWR- 1443 .....	34
2.3. Thuật toán đo nhịp thở bằng cảm biến Radar .....	34
<b>CHƯƠNG 3: XÂY DỰNG HỆ THỐNG VÀ THỬ NGHIỆM .....</b>	<b>40</b>
3.1 Phân tích hệ thống.....	40
3.2 Thiết kế hệ thống .....	40
3.3 Phát triển hệ thống .....	40
3.3.1 Các công cụ phát triển hệ thống.....	40
3.3.2 Phát triển giao diện .....	41
3.4 Thử nghiệm và đánh giá .....	41
3.4.1 Cài đặt hệ thống .....	41
3.4.2 Thu thập dữ liệu .....	48
<b>KẾT LUẬN .....</b>	<b>51</b>
<b>TÀI LIỆU THAM KHẢO.....</b>	<b>52</b>

## DANH MỤC HÌNH VẼ

Hình 1.1: Mô phỏng thí nghiệm đo bằng máy điện tâm đồ và Radar. ....	8
Hình 1.2: Kết quả đo bằng máy điện tâm đồ. ....	9
Hình 1.3: Kết quả đo bằng Radar. ....	10
Hình 1.4: Sơ đồ khối thuật toán ước lượng dấu hiệu sinh tồn. ....	13
Hình 1.5: Đo đồng thời dấu hiệu sinh tồn của 2 người ngồi tại cùng một khoảng cách hướng tâm từ radar nhưng ở các góc khác nhau. ....	13
Hình 1.6: Chuyển động của ngực thay đổi thời gian phản xạ tín hiệu. ....	15
Hình 1.7: Thiết lập thử nghiệm. ....	18
Hình 1.8: Kết quả đo nhịp thở thu được từ Vital-Radio và thiết bị đo Alice PDx... 18	
Hình 1.9: Kết quả đo nhịp tim thu được từ Vital-Radio và thiết bị đo Alice PDx... 19	
Hình 1.10: Độ chính xác trung bình của Vital Radio đối với nhịp thở và nhịp tim đối với người dùng ngồi cách thiết bị 4m và quay mặt về các hướng khác nhau. ....	19
Hình 1.11: Thiết kế thử nghiệm. ....	20
Hình 1.12: Kết quả Vital-Radio đo độ chính xác trung bình trong việc theo dõi các dấu hiệu quan trọng của đồng thời 3 người. Ngồi cách thiết bị 2m, 4m và 6m. ....	21
Hình 1.13: Kết quả đo nhịp tim của người dùng bằng Vital-Radio (màu đỏ)..... 22 và thiết bị đo AlicePDx (màu đen). ....	22
Hình 1.14: Vùng Fresnel. ....	24
Hình 1.15: Mô hình thử nghiệm hệ thống. ....	25
Hình 1.16: Thiết kế hệ thống thử nghiệm. ....	26
Hình 1.17: Mô hình thực tế. ....	27
Hình 1.18: Kết quả đo thử nghiệm. ....	28
Hình 2.1: Cảm biến Radar TI IWR- 1443. ....	31
Hình 2.2: Sơ đồ khối Radar TI IWR1443. ....	31
Hình 2.3: Nguyên lý hoạt động của Radar. ....	34
Hình 2.4: Luồng xử lý tín hiệu. ....	38
Hình 3.1: Thiết kế hệ thống đo nhịp thở bằng Radar. ....	40
Hình 3.2: Hình ảnh đặt thiết bị thực tế. ....	41
Hình 3.3: Hình ảnh giao diện đo. ....	42

Hình 3.4: Các phần mềm cần thiết. ....	43
Hình 3.5: Project đo nhịp thở. ....	43
Hình 3.6: Kiểm tra công kết nối từ thiết bị đến máy tính. ....	44
Hình 3.7: Kết nối Jumper trên bảng mạch. ....	44
Hình 3.8: Lựa chọn thiết bị để nạp cấu hình. ....	45
Hình 3.9: Chọn đường dẫn chứa file RadarSS và Mss firmware. ....	45
Hình 3.10: Điền cổng COM hiển thị được ở Bước 3. ....	45
Hình 3.11: Kết nối bo mạch với phần mềm lập trình. ....	46
Hình 3.12: Nạp source code. ....	47
Hình 3.13: Tiến hành đóng gói ứng dụng. ....	47
Hình 3.14: Chạy ứng dụng sau khi đã đóng gói hoàn tất. ....	48
Hình 3.15: Giao diện ứng dụng khi chạy. ....	48
Hình 3.16: Đo lần 1 ....	49
Hình 3.17: Đo lần 2 ....	49
Hình 3.18: Đo lần 3 ....	50
Hình 3.19: Đo lần 4 ....	50
Hình 3.20: Đo lần 5 ....	51



## **DANH MỤC BẢNG BIỂU**

Bảng 2.1: Thông số cơ bản cảm biến Radar IWR-1443.....	32
Bảng 2.2: So sánh Radar IWR-1443 với các loại khác. ....	32
Bảng 3.1 Kết quả sau 5 lần đo nhịp thở bằng Radar .....	52

## DANH MỤC CÁC THUẬT NGỮ, CHỮ VIẾT TẮT

Viết Tắt	Tiếng Anh	Tiếng Việt
AD	Arctangent decomposition	Phân tích chạm chặt
ANN	Artificial Neural Networ	Mạng lưới thần kinh nhân tạo
CCS	Code Composer Studio	Trình biên tập mã
CNN	Convolutional Neural Network	Mạng thần kinh tích chập
CZT	Discrete Fourier Transform	Chirp Z-Transform
DFT	Discrete Fourier Transform	Biến đổi Fourier rời rạc
ECG	Electrocardiogram	Điện tâm đồ
EM	Electromagnetic	Điện từ
E-Plane	Elevation-Plane	Độ cao-Mặt phẳng
FFT	Fast Fourier Transform	Biến đổi Fourier nhanh
FZP	Fresnel Zone Plate Lens	Ống kính Fresnel
HBL	Hyperbolic Lens	Thấu kính Hypebol
H-Plane	Horizontal-Plane	Mặt phẳng nằm ngang
HPBW	Half Power Beam Width	Chiều rộng một nửa chùm tia
LSTM	Long Short-Term Memory	Trí nhớ ngắn hạn, dài hạn
PCA	Principal Component Analysis	Phân tích thành phần chính
PCR	Pulsed Coherent Radar	Radar kết hợp xung
Radar	Radio Detection And Ranging	Phát hiện vô tuyến và phạm vi
ReLU	Rectified Linear Unit	Đơn vị chỉnh lưu tuyến tính
RNN	Recurrent Neural Network	Mạng thần kinh tái phát
SNR	Signal-to-Noise Ratio	Tỷ lệ tín hiệu trên tạp âm
UWB	Ultra-Wideband	Băng thông siêu rộng
WWS	Smartex Wearable Wellness System	Hệ thống chăm sóc sức khỏe đeo trên người Smartex

## PHẦN MỞ ĐẦU

### 1. Lý do chọn đề tài

Nhịp thở là một trong bốn chỉ số quan trọng chính của cơ thể con người [17] thể hiện sự lưu thông không khí ( sự di chuyển của không khí vào và ra khỏi phổi). Nhịp thở nhanh hay chậm đều rất hữu ích để theo dõi thể trạng và phát hiện ra những bệnh tiềm ẩn. Nhịp thở bình thường của người trưởng thành dao động từ 16 - 20 lần/phút. Nhịp thở bình thường của trẻ em sẽ tùy thuộc vào tháng/tuổi: trẻ sơ sinh từ 40 - 60 lần/phút, trẻ dưới 6 tháng tuổi là 35 - 40 lần/phút, đến tầm 7 – 15 tuổi sẽ là 18 - 20 lần/phút [1]. Nhịp thở có thể tăng lên khi ta bị sốt, căng thẳng, vận động với tần suất cao như: tập thể dục, lao động hoặc mắc phải một số bệnh lý liên quan đến hô hấp. Nhịp thở giảm cũng là dấu hiệu cho thấy thể trạng của con người đang xấu đi. Việc theo dõi nhịp thở liên tục đóng vai trò quan trọng trong cảnh báo sớm trong các tình huống nguy cấp. Trong nhiều nghiên cứu đánh giá về các dấu hiệu sinh tồn bất thường, Cretikos và cộng sự (2008) đã phát hiện ra rằng hơn một nửa số bệnh nhân gặp phải tác dụng phụ nghiêm trọng có thể được xác định là có nguy cơ cao trong vòng 24 giờ trước đó [6]. Jonsson và cộng sự (2011) cho rằng việc phát hiện sớm và ghi lại những thay đổi trong các dấu hiệu sinh tồn, đặc biệt là nhịp thở, có thể giúp phát hiện suy hô hấp, nguyên nhân chính thường gặp nhất khi nhập viện [8]. Do đó, điều cần thiết là có thể liên tục theo dõi và đo tốc độ của nhịp thở.

Trước đây, người ta đo nhịp thở bằng phương pháp đếm thủ công nhịp thở của bệnh nhân trong 1 phút và ghi chép lại số liệu. Ngày nay, các phương pháp chính để đo nhịp thở là sử dụng các cảm biến tiếp xúc. Kết quả của các phương pháp này có độ chính xác rất cao nhưng lại rất khó để sử dụng liên tục trong thời gian dài. Các thiết bị này được đặt ở những khu vực chuyên dụng như: bệnh viện, phòng khám, phải gắn trực tiếp trên cơ thể của đối tượng cần đo, phạm vi đo ngắn, không linh hoạt. Điều này có thể gây ra cảm giác khó chịu, mệt mỏi cho bệnh nhân. Do đó, sự phát triển của các công nghệ cảm biến không tiếp xúc đã giải quyết được những hạn chế của cảm biến tiếp xúc.

Ngày nay, sự phát triển của khoa học kỹ thuật, cảm biến không tiếp xúc có khả năng theo dõi nhịp thở để phát hiện những tình huống y tế có thể xảy ra trong cuộc sống hàng ngày như ngừng thở khi ngủ, suy hô hấp... Với bối cảnh dịch bệnh COVID-19 hiện tại, cảm biến không tiếp xúc giúp hạn chế lây lan vi rút, càng phát huy khả năng ưu việt của chúng. Cảm biến Radar, quang học, âm thanh và nhiệt là những loại cảm biến được sử dụng phổ biến để đo nhịp thở không cần tiếp xúc trực tiếp [2,11]. Tuy nhiên, người đo có thể gặp một vài vấn đề trong quá trình vận hành, sử dụng. Ví dụ cảm biến dựa vào âm thanh sẽ bị ảnh hưởng bởi tiếng ồn từ môi trường. Cảm biến quang học sẽ không hoạt động chính xác trong môi trường kém ánh sáng...

Đặc biệt, cảm biến Radar có chi phí thấp, nhỏ gọn, có thể sử dụng ở những nơi ánh sáng kém, độ chính xác cao, bền bỉ, thích ứng với nhiều loại địa hình, môi trường là một trong những điểm tích cực làm cho ta đánh giá được cảm biến Radar có lợi thế vượt trội hơn hẳn trong các cảm biến không tiếp xúc khác. Việc sử dụng cảm biến Radar cho chúng ta một phương pháp đo nhịp thở đơn giản và chính xác hơn. Tính mới của phương pháp này là việc sử dụng nền tảng dựa trên sự phản hồi của sóng radar từ cảm biến Radar đến lồng ngực của bệnh nhân và ngược lại. Kết hợp với các thuật toán đã được xây dựng sẵn để tính toán được các chuyển động tinh vi của đối tượng (ví dụ như sự nhô lên của thành ngực) từ đó cho ra được kết quả đo nhịp thở của bệnh nhân một cách nhanh chóng và độ tin cậy lên đến 95% so với cảm biến tiếp xúc [13].

## **2. Tổng quan về vấn đề nghiên cứu**

### **2.1 Các phương pháp đo nhịp thở**

Phương pháp đếm thủ công. Để hoàn thành 1 phép đo thủ công trong 60 giây, người thực hiện không có thời gian hoặc do khối lượng công việc nặng nề và các mối quan tâm khác. Thông thường, sẽ đo 30 giây hoặc 15 giây nhân với 2 hoặc 4, dẫn đến sự không chính xác [4,7]. Một nghiên cứu gồm tổng cộng 100 bệnh nhân nội trú là người trưởng thành đã được lựa chọn từ Bệnh viện Đa khoa Changi, Singapore, từ ngày 11 tháng 4 năm 2018 đến ngày 16 tháng 1 năm 2019. Đã đạt được sự chấp thuận

của Ban đánh giá Tổ chức Tập trung Singhealth (IRB) cho nghiên cứu này (IRB Ref. 2017/2961). Các bệnh nhân được chẩn đoán mắc các bệnh hô hấp như hen suyễn, bệnh phổi tắc nghẽn mãn tính (COPD), hoặc viêm phổi từ các bệnh viện đa khoa. Trong số 100 bệnh nhân, 4 bệnh nhân bị lỗi dữ liệu trong quá trình theo dõi, trong khi 14 bệnh nhân bị gián đoạn đột xuất trong tất cả các lần đếm thủ công. 4 dữ liệu bị hỏng là do độ bão hòa trong tín hiệu được phát hiện. Điều này đã được khắc phục cho những bệnh nhân tiếp theo. 14 bệnh nhân bị gián đoạn trong tất cả các lần đếm thủ công là do ho dai dẳng, do đó, cản trở tầm nhìn. Gián đoạn xảy ra khi một nhân viên y tế khác làm gián đoạn việc đếm thủ công đang diễn ra hoặc khi bệnh nhân ho nặng để chặn tầm nhìn trong khi đếm thủ công. Những gián đoạn như vậy đã được ghi nhận trên các biểu mẫu báo cáo từng trường hợp. Tám mươi hai bệnh nhân cuối cùng đã được chọn để phân tích. Cỡ mẫu tối thiểu được xác định bằng cách sử dụng 1 sample, 2-sided  $t$  test. Ước tính đầu tiên về độ lệch trung bình và độ lệch chuẩn từ 20 tình nguyện viên được xác định lần lượt là 1,06 và 2,22. Ước tính thứ hai về độ lệch chuẩn và trung bình từ 56 tình nguyện viên tại Trường Y tế Công cộng Saw Swee Hock (IRB: S-17-349) được xác định là 1,72 và 2,34. Điều này dẫn đến kích thước mẫu trên là 69 cho 80% công suất với mức ý nghĩa 0,05. Các kết quả tương tự đã được sử dụng trong [5]. Phương pháp này có sai số khá cao do khả năng quan sát kém về thời điểm bắt đầu và kết thúc của nhịp thở, khó đếm hoặc nhớ số lần đếm có thể dẫn đến ghi chép sai sót [3].

Phương pháp đặt cảm biến trong mũi (Sleep Sense 15802–2; Medes Ltd., Radlett, UK) [14]. Đây là một phương pháp được thiết lập tốt và đáng tin cậy thường được sử dụng trong các nghiên cứu về giấc ngủ [12]. Một bộ ống thông mũi sử dụng một lần được đặt bên dưới lỗ mũi. Ống thông được kết nối qua bộ lọc vi khuẩn với đầu dò áp suất chạy bằng pin (PTAF2; Philips Respironics, Chichester, UK; [www.philips.com/respironics](http://www.philips.com/respironics)). Thiết bị này được đặt bên cạnh bệnh nhân và tín hiệu áp suất được truyền không dây (Bluetooth LE) đến bộ thu iPod. Tín hiệu áp suất được số hóa ở tần số 12,5 Hz. Sau mỗi giai đoạn nghiên cứu, các bản ghi của bệnh nhân được chuyển từ máy thu sang một máy tính an toàn để phân tích thêm. Các mẫu được phân tích bằng phần mềm độc quyền (Spike2, phiên bản 5.19; CED, Cambridge,

Vương quốc Anh). Mỗi thời gian bắt đầu thở được xác định và ghi lại tự động bằng cơ sở phát hiện ngưỡng trong phần mềm hiển thị, để đưa ra một chuỗi thời gian (độ chính xác  $> 0,1$  giây) kể từ khi bắt đầu ghi. Tốc độ hô hấp tổng thể được tính cho mỗi bệnh nhân, tính bằng nhịp thở mỗi phút, bằng cách chia tổng số chu kỳ thở hoàn chỉnh trong hồ sơ cho tổng thời gian của các chu kỳ đó. Giá trị này thể hiện số đo nhịp thở chính xác nhất của bệnh nhân đó. Nhìn chung, kết quả chính xác khoảng 70%. Tuy nhiên, tỷ lệ này thay đổi đáng kể, từ 27% đến 100%, tùy thuộc vào giá trị cụ thể của tốc độ hô hấp chung. Đối với những bệnh nhân có tỷ lệ ở giữa giới hạn bình thường, từ 15 đến 17 nhịp thở/phút, một tỷ lệ lớn điểm số đã được phân bổ chính xác. Tuy nhiên, đối với những bệnh nhân có tốc độ hô hấp tổng thể từ 19 đến 25 nhịp thở/phút (tức là 11 trong số 25 bệnh nhân), phân loại đúng là trung bình 47%. Nếu thời lượng mẫu được tăng lên 120 giây, tỷ lệ này tăng lên 54%.

Phương pháp chụp cắt lớp vi tính trở kháng xuyên lồng ngực (đo chuyển động của thành ngực thông qua các điện cực đo từ xa của tim). Phương pháp này dễ bị sai số do các chuyển động của bệnh nhân có thể dẫn đến nhiễu đáng kể. [9,10].

Phương pháp đo nhịp thở bằng cảm biến Radar siêu rộng (UWB) [16]. Tác giả đã sử dụng các đơn vị radar UWB có sẵn trên thị trường PulsON® 440 (P440) Mô-đun radar tĩnh điện (MRM) để tiến hành thí nghiệm. Mỗi cảm biến có một bộ phát UWB và một bộ thu UWB. Băng tần hoạt động của máy phát và máy thu nói chung là 3,1 đến 4,8 GHz với tần số trung tâm là 4,3 GHz. Nghiên cứu diễn ra trong hai giai đoạn: Giai đoạn đầu là trong môi trường có kiểm soát (phòng thí nghiệm), và giai đoạn thứ hai là trong môi trường lâm sàng (ED). Ở giai đoạn đầu, mỗi đối tượng phải nằm yên trên giường, trải qua ba giai đoạn nhịp thở cụ thể: 10 nhịp thở mỗi phút, 15 nhịp thở mỗi phút và 20 nhịp thở mỗi phút. Trong mỗi nhịp của giai đoạn thở, các radar đã chụp được chuyển động ngực và bụng tương ứng của đối tượng. Ở giai đoạn thứ hai, địa điểm nghiên cứu là một trung tâm y tế chăm sóc đô thị, và trung tâm chấn thương cấp một. Bao gồm các bệnh nhân lớn hơn hoặc bằng 18 tuổi. Bệnh nhân không được tham gia nếu họ đang mang thai. Ba mô-đun Radar được đặt trong phòng với đối tượng trong hai giờ, trong thời gian đó, tốc độ hô hấp được thu thập từ màn hình

đo từ xa và bằng cách đếm thủ công với khoảng thời gian 15 phút. Vì chuyển động của đối tượng cũng gây ảnh hưởng vào việc theo dõi hô hấp, nghiên cứu cũng theo dõi và định lượng chuyển động của đối tượng thông qua một cảm biến đeo ở cổ tay có bán trên thị trường, thu thập dữ liệu gia tốc kế (E4, Empatica, Milan, Ý). E4 được đặt trên cổ tay bình thường của đối tượng vào đầu khung thời gian 2 giờ. Sự di chuyển của các cá nhân khác vào và ra khỏi phòng cũng như bất kỳ sự kiện quan trọng nào đều được ghi lại trong thời gian quan sát. Kết quả cho thấy từ 2 giai đoạn được so sánh với đếm nhịp thở thủ công cho thấy khá sát nhau.

Phương pháp đo nhịp thở bằng cảm biến Radar sóng milimet (mmWave) [17] hoạt động ở băng tần 60 - 77 GHz. Đây là một công nghệ cảm biến không tiếp xúc để phát hiện các đối tượng và cung cấp phạm vi, vận tốc và góc của các đối tượng đó. Nó mang lại trải nghiệm thoải mái hơn và nhanh hơn đối với cơ thể con người, và nó đã dần được chú ý trong lĩnh vực cảm biến Radar. Kết hợp với các thuật toán được đề xuất ngăn chặn tiếng ồn và gây nhiễu sóng hài hòa, độ chính xác của các thuật toán đề xuất cho cả nhịp hô hấp và nhịp thở đạt khoảng 93% [17]. Ưu điểm của phương pháp này có khả năng xuyên qua các vật liệu như nhựa, vách thạch cao và quần áo, cung cấp độ chính xác đến từng milimet trong việc phát hiện phạm vi đối tượng, không gây ảnh hưởng đến những vùng tiếp xúc trực tiếp là: da và mắt. Nhược điểm là sự phản xạ phụ thuộc vào loại da, mô và thành phần của nó. Mức độ hàm lượng nước trong cơ thể và các thành phần hóa học khác nhau cũng cho ra kết quả khác nhau.

## 2.2 Kết luận

Các phương pháp đo nhịp thở được liệt kê ở trên là một phần nhỏ trong những phương pháp đo nhịp thở hiện nay. Được ứng dụng rộng rãi trong các lĩnh vực y học, công nghiệp, quân sự... Trong đó, phương pháp đo nhịp thở bằng cảm biến Radar là công nghệ lý tưởng để phát hiện nhịp thở. Ngoài ra, công nghệ cảm biến Radar mang lại lợi thế về giám sát liên tục, không tiếp xúc trực tiếp lên cơ thể đối tượng, thuận tiện hơn cho cả người theo dõi và người được theo dõi.

### **3. Mục tiêu nghiên cứu**

Hiểu rõ cơ chế, cách thức hoạt động của cảm biến Radar đo chỉ số của cơ thể con người. Đề tài cũng triển khai ứng dụng một trong số các tính năng của Radar vào xây dựng một hệ thống đo nhịp thở các đối tượng cần theo dõi.

### **4. Đối tượng và phạm vi nghiên cứu**

Đề tài tập trung vào nghiên cứu lý thuyết về cảm biến Radar và các ứng dụng liên quan đến đo nhịp thở của cảm biến Radar. Kết quả của đề tài là phát triển một hệ thống đo nhịp thở và triển khai thực nghiệm.

### **5. Phương pháp nghiên cứu:**

Để đạt được mục đích nghiên cứu, tác giả tập trung tìm hiểu, nghiên cứu các nội dung theo trình tự sau :

- Nghiên cứu mô hình tổng quan hệ thống đo nhịp thở và các kỹ thuật liên quan.
- Nghiên cứu về cảm biến Radar và ứng dụng trong đo nhịp thở.
- Phát triển và thử nghiệm hệ thống đo nhịp thở và đánh giá kết quả dựa trên bộ dữ liệu thu thập được.



## PHẦN NỘI DUNG

### CHƯƠNG 1. TỔNG QUAN VỀ ĐO NHỊP THỞ

#### 1.1. Bài toán đo nhịp thở

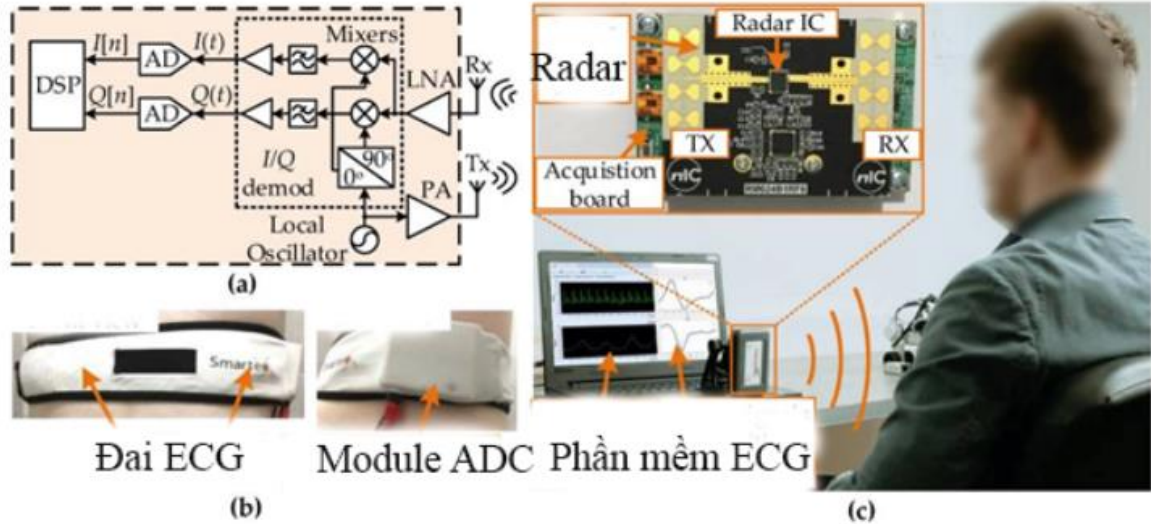
Ngày nay, có rất nhiều thiết bị đo nhịp thở trên thị trường, chẳng hạn như máy đo nhịp thở, máy đo oxy hoặc đồng hồ. Tuy nhiên, thiết bị phổ biến nhất được sử dụng tại các bệnh viện là điện tâm đồ, ECG[2], yêu cầu các điện cực được gắn vào cơ thể bệnh nhân. Nó cung cấp thêm thông tin trực quan về tín hiệu được sử dụng để phát hiện bệnh tim dễ dàng hơn. Tuy nhiên, sẽ rất hữu ích nếu có thể đo nhịp thở trong một cách không tiếp xúc vì nó mang lại tính di động cao hơn. Điều này có nghĩa là bệnh nhân sẽ không bận tâm về dây và điện cực được đặt trên chúng. Loại phương pháp này cho đo nhịp thở là điều cần thiết cho những bệnh nhân bị các vấn đề về da như bỏng hoặc dị ứng với miếng cảm biến. Vì không có thiết bị nào phải được làm sạch sau khi sử dụng, nó sẽ giúp khám nhanh hơn, giảm tải công việc tại các bệnh viện. Ở đó cũng là những khía cạnh môi trường cần được xem xét. Bằng cách sử dụng ít dùng một lần vật liệu, ví dụ như miếng đệm cảm biến được sử dụng để gắn các điện cực vào cơ thể bệnh nhân, nó sẽ có lợi cho môi trường. Đo chuyển động trên bề mặt cơ thể của ngực bằng cảm biến radar có là một kỹ thuật hữu ích khi đo các dấu hiệu sinh tồn theo cách không tiếp xúc. trong bài viết Phát hiện nhịp thở thời gian thực không tiếp xúc thông qua Radar Doppler sóng liên tục 24 GHz Sử dụng Mạng thần kinh nhân tạo, người ta nói rằng có thể phát hiện nhịp thở bằng cách sử dụng radar Doppler Sóng liên tục cùng với mạng nơ ron nhân tạo.

#### 1.2. Các nghiên cứu trước đây

##### *1.2.1 Phát hiện nhịp thở và nhịp tim thông qua sóng Radar Doppler 24GHz trong thời gian thực*

Nebojša Malešević, Vladimir Petrović, Minja Belić, Christian Antfolk, Veljko Mihajlović, và Milica Janković [12] đã trình bày một phương pháp không tiếp xúc đơn giản và hiệu quả để phát hiện từng nhịp tim. Phương pháp này dựa trên radar CW Doppler kết hợp trực tiếp với tầng ANN để phát hiện các gợn sóng tín hiệu nhỏ do chuyển động của ngực dưới milimet do nhịp tim. Phương pháp này có độ trễ thấp

hơn, độ phức tạp tính toán thấp hơn và triển khai dễ dàng hơn trên nền tảng nhúng khi so sánh với các phương pháp truyền thống được mô tả trong tài liệu, trong khi vẫn đạt được độ chính xác ước tính nhịp tim tốt nhất.



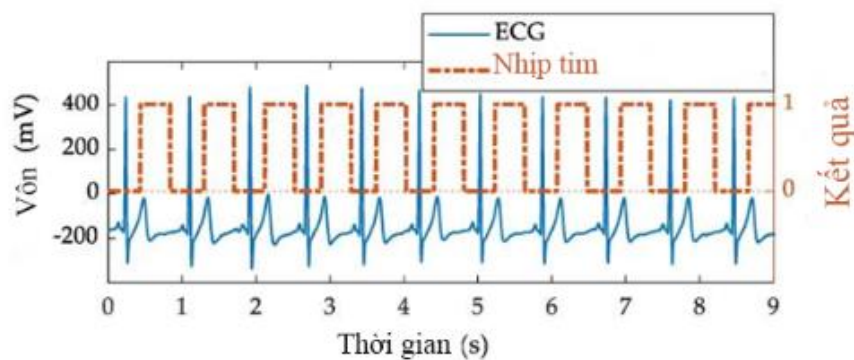
**Hình 1.1: Mô phỏng thí nghiệm đo bằng máy điện tâm đồ và Radar.**

- (a) Cấu trúc của Radar Doppler cầu phương được sử dụng cho các phép đo;
- (b) Ảnh chụp Hệ thống WWS được sử dụng để đo điện tâm đồ (ECG);
- (c) Thiết lập thí nghiệm.

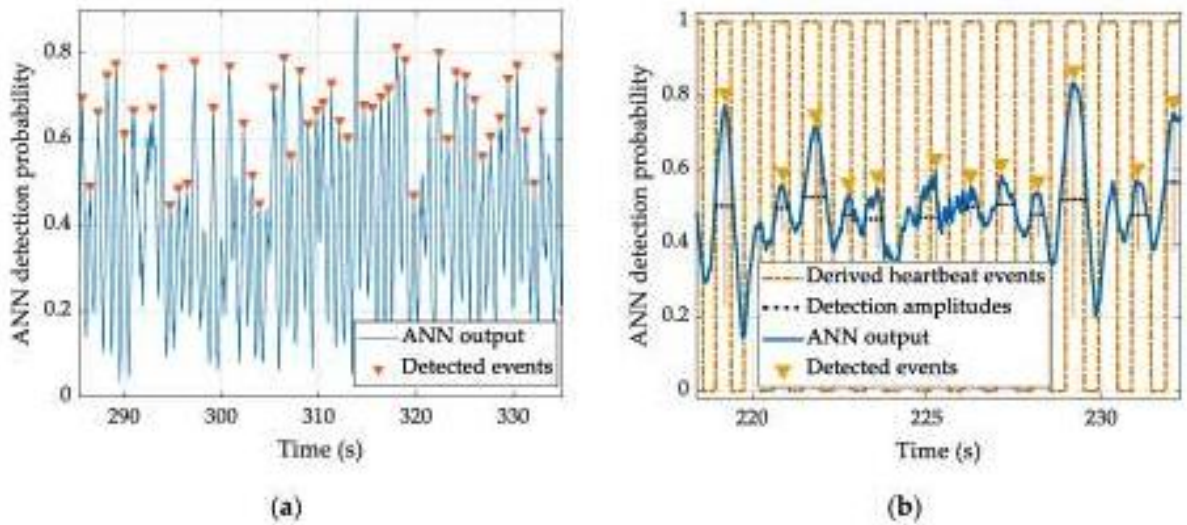
Trong nghiên cứu này, một radar CW Doppler với tần số sóng mang 24 GHz đã được sử dụng để ước tính nhịp tim. Việc ghi lại tín hiệu tham chiếu (“sự thật cơ bản”) cho đào tạo ANN và xác thực độ chính xác của ước tính được thực hiện bằng cách sử dụng hệ thống theo dõi hô hấp và tim mạch có thể đeo được WWS bao gồm một điện tâm đồ và một dải áp điện như thể hiện trong Hình 1.1b. Cảm biến điện tâm đồ được chọn vì độ chính xác của nó cao hơn so với các thiết bị theo dõi nhịp tim khác như máy đo oxy xung hoặc máy đo quang tâm đồ. Hệ thống chứa một bộ vi xử lý để thu thập dữ liệu và kết nối Bluetooth để truyền dữ liệu không dây đến máy tính cá nhân (PC). Đó là một hệ thống được chứng nhận CE (Conformité Européenne). Ngoài ra, các điện cực được kết nối với da bằng vải dệt ướt, giúp loại bỏ bất kỳ kích ứng tiềm ẩn nào có thể đến từ keo dính điện cực, đặc biệt nếu được sử dụng trên da không nhăn. Tốc độ mẫu để ghi ECG là 250 Hz.

Hệ thống radar được sử dụng trong thí nghiệm là Mô-đun Radar Novelic, NRM24. Hình 1.1c hiển thị mô-đun radar được đặt trong thiết lập thử nghiệm. Đó là một cảm biến radar Doppler kết hợp DC. Mô-đun nhỏ gọn ( $8 \times 5 \times 1$  cm) và có thể mang theo được và bao gồm hai bảng mạch in (PCB) xếp chồng lên nhau. Cảm biến radar PCB bao gồm phần chính của giao diện tương tự: ăng-ten, bộ thu phát radar tích hợp và mạch tích hợp vòng khóa pha. Công suất tối đa ở đầu vào ăng ten phát là 10 dBm. PCB thứ hai là bo mạch thu nhận, bao gồm bộ khuếch đại và bộ lọc dải cơ sở, mạch cấp nguồn, bộ vi điều khiển (MCU) dựa trên ARM Cortex-M4 tích hợp bộ ADC 12 bit đa kênh và bộ chuyển đổi nối tiếp sang USB để truyền dữ liệu. Bộ lọc dải cơ sở có tần số cắt là 100 Hz, được coi là đủ cao cho ứng dụng phát hiện dấu hiệu quan trọng. Tốc độ lấy mẫu được đặt thành  $f_s = 1$  kHz, trong khi quá trình ghi dữ liệu trên PC được thực hiện bằng ứng dụng tùy chỉnh giao tiếp qua kết nối nối tiếp với MCU.

Việc căn chỉnh các điểm dữ liệu từ hệ thống Smartex WWS và hệ thống radar được thực hiện bằng cách khớp các dấu thời gian trong dữ liệu đã ghi.



**Hình 1.2: Kết quả đo bằng máy điện tâm đồ.**



**Hình 1.3: Kết quả đo bằng Radar.**

Sai số của tổng số sự kiện tim được phát hiện đối với cấu hình FF 20 1 ANN là  $-2\%$  (104 nhịp không bị phát hiện trong tổng số 5144 nhịp tim được trích xuất từ ECG). Các kiểm định thống kê cho thấy không có sự khác biệt có ý nghĩa thống kê giữa hai phương pháp này về số lượng sự kiện được phát hiện ( $p > 0,05$ ). Sự khác biệt về giá trị trung bình của các IPI được tính bằng cách sử dụng ECG tham chiếu và FF 20 1 ANN là  $-2$  mẫu ( $-20$  mili giây) và không có ý nghĩa thống kê. Khi nói đến khả năng phát hiện sự kiện tim riêng lẻ, đối với 11 trong số 21 đối tượng, giá trị trung bình của các lần phát hiện ANN không khác biệt đáng kể so với tham chiếu.

Đối với ANN cụ thể cho thấy hiệu suất tốt nhất với cơ sở dữ liệu được ghi lại, có 20 nơ-ron trong lớp ẩn đầu tiên, dẫn đến  $\sim 4000$  thao tác tích lũy nhân lên. Khi triển khai trên nền tảng nhúng (Teensy 4.0 được lập trình trong Arduino IDE), phép tính này mất  $66 \mu s$ , quá đủ để thực hiện phương pháp được đề xuất trong thời gian thực. Vì quá trình tính toán được thực hiện với tốc độ 100 Hz nên có khoảng cách  $\sim 10$  mili giây giữa các lần ước tính sự kiện tim liên tiếp.

Với những kết quả đầy hứa hẹn được trình bày trong nghiên cứu này, chúng ta có thể thấy trước ứng dụng của hệ thống trong các mục đích sử dụng yêu cầu hoạt động theo thời gian thực, chẳng hạn như phát hiện con người trong môi trường công nghiệp, ô tô hoặc lâm sàng.

### ***1.2.2 Phân tích thành phần chính của nhịp thở đo bằng Radar UWB***

Khanh L.D., Duong P.X [18] đã đề xuất một phương pháp xử lý tín hiệu dựa trên phân tích thành phần chính (PCA) để theo dõi nhịp thở bằng radar xung siêu rộng (UWB). Tín hiệu quan trọng bao gồm hô hấp và nhịp thở được đo bằng radar UWB. Phân tách tín hiệu phức tạp (CSD) hoặc phân tách arctangent (AD) thường được sử dụng để lấy mẫu trực tiếp cho phân tách tín hiệu và được sử dụng để xây dựng các tín hiệu quan trọng từ một tín hiệu thô với ít lỗi hơn. AD trích xuất tín hiệu pha từ tín hiệu I/Q, có liên quan đến sự dịch chuyển lồng ngực. Tuy nhiên, cần phải áp dụng quy trình cân chỉnh phần cứng để trích xuất pha chính xác. CSD kết hợp hai tín hiệu kênh I/Q thành một tín hiệu phức tạp duy nhất, được chứng minh là giảm lỗi phần cứng, chẳng hạn như jitter trong đồng hồ FPGA, do đó tăng cường SNR [19]. Do đó, CSD cũng có thể được áp dụng để lấy mẫu trực tiếp tín hiệu tần số vô tuyến (RF) (RF trực tiếp) với tần số lấy mẫu cao hơn tín hiệu xung Tần số Nyquist Trong CSD, truyền sóng điện từ được nén bằng cách chuyển tín hiệu trong miền thời gian sang miền tần số khu vực.

Thuật toán xử lý tín hiệu được đề xuất trong bài báo này sử dụng PCA để tăng cường SNR. PCA được sử dụng để nén tín hiệu xung tại vị trí của một người, do đó cải thiện SNR của tín hiệu quan trọng. Trong PCA, tín hiệu quan trọng được chiếu lên PC đầu tiên của nó, chứa thông tin quan trọng nhất với tiếng ồn tối thiểu. Nhịp thở sau đó được tính toán chính xác bằng biến đổi z chirp (CZT), cung cấp độ phân giải tần số cao hơn so với phương pháp FFT thông thường. Hiệu quả của phương pháp đề xuất được so sánh với phương pháp lấy mẫu FFT trực tiếp và phương pháp RF trực tiếp. Phép chiếu này giúp cải thiện đáng kể tỷ lệ tín hiệu bị nhiễu so với các phương pháp thông thường khác như FFT.

Nghiên cứu này đề xuất một phép đo chính xác và ổn định của nhịp thở bằng radar UWB dựa trên PCA. PCA giúp nén tín hiệu xung UWB, do đó cải thiện SNR. Các tín hiệu quan trọng được biến đổi và phân tích trong không gian thành phần chính. Một phép chiếu trên PC đầu tiên cung cấp thông tin quan trọng nhất chất lượng tín hiệu, chứa hầu hết thông tin về các tín hiệu quan trọng (84,47%). Cả tín hiệu hô hấp và tín hiệu nhịp thở đều được cải thiện thành 8 dB-10 dB SNR bằng cách

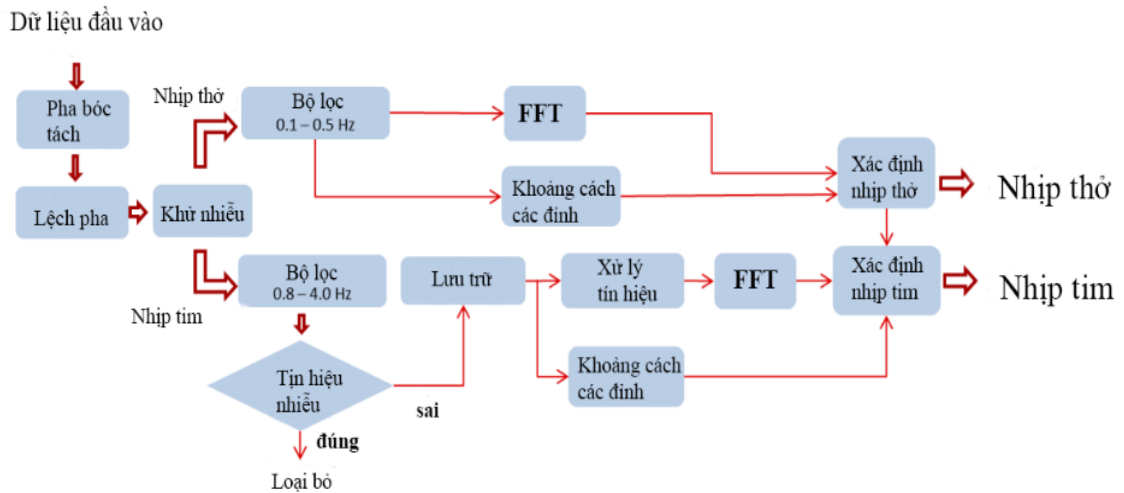
sử dụng phương pháp PCA, khi so với hai cách tiếp cận thông thường: FFT trực tiếp và CSD. Do đó, việc đo nhịp thở chính xác hơn và ổn định và thu được với sai số bình phương trung bình gốc là 3,28% sử dụng PCA, khi so sánh với 36,36% và 53,07% cho phương pháp FFT và CSD trực tiếp, tương ứng. Với những kết quả này, các nghiên cứu trong tương lai có thể điều tra tính chính xác và mạnh mẽ của phương pháp đề xuất cho các điều kiện thí nghiệm khác nhau như tăng khoảng cách, đo xuyên tường và chuyển động của con người.

### ***1.2.3 Theo dõi dấu hiệu sinh tồn bằng Radar sóng FMCW Millimeter***

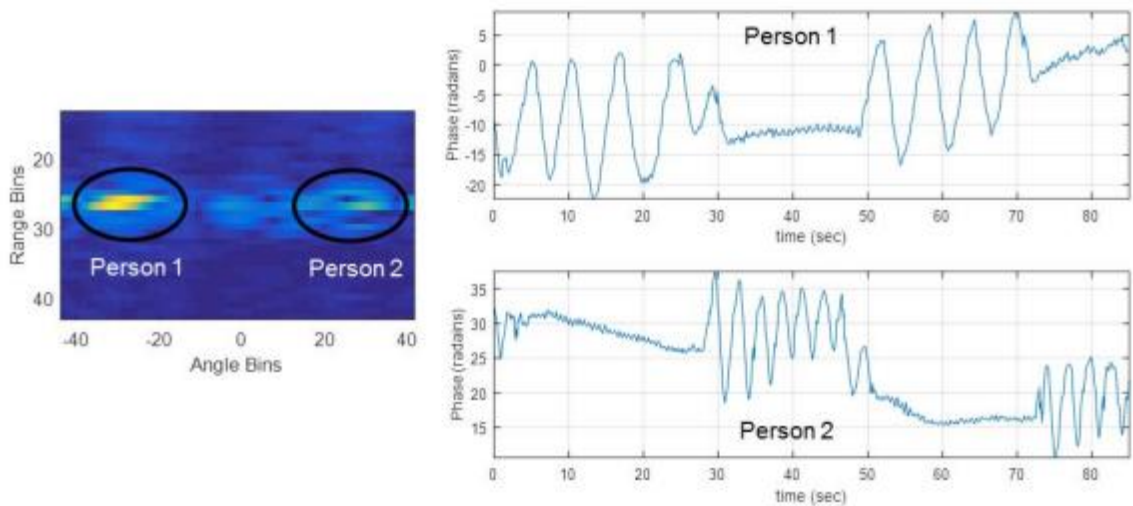
Adeel Ahmad, June Chul Roh, Dan Wang, Aish Dubey [14] đã sử dụng Radar sóng FMCW Millimeter để chứng minh tính khả thi của việc đo các dấu hiệu sinh tồn của nhiều người bằng tần suất cảm biến sóng mm (FMCW) CMOS hoạt động từ 76-81 GHz. Họ cũng chứng minh rằng các ứng dụng này có thể được hỗ trợ một cách đáng tin cậy bởi một giải pháp tích hợp giúp tối ưu hóa kích thước, mức tiêu thụ điện năng và chi phí an toàn giải pháp giám sát quan trọng.

Thuật toán ước tính nhịp thở, nhịp tim bao gồm các Mô-dun chính sau:

- Khai thác và bóc tách các pha
- Khử nhiễu
- Tách nhịp thở và nhịp tim
- Loại bỏ các segment bị hỏng
- Khuếch đại tín hiệu và kiểm soát chuyển động
- Ước lượng quang phổ
- Tính khoảng cách giữa các đỉnh
- Tính toán nhịp thở
- Tính toán nhịp tim



**Hình 1.4: Sơ đồ khối thuật toán ước lượng dấu hiệu sinh tồn.**



**Hình 1.5: Đo đồng thời dấu hiệu sinh tồn của 2 người ngồi tại cùng một khoảng cách hướng tâm từ radar nhưng ở các góc khác nhau.**

Giám sát dấu hiệu quan trọng không tiếp xúc dựa trên Radar đã được chứng minh bằng cách sử dụng một số công nghệ Radar như UWB, Radar CW Doppler và FMCW [15], [17]. Mặc dù tất cả các phương pháp này hoạt động tốt trong điều kiện và môi trường được kiểm soát, một số thách thức cần được giải quyết để làm cho các hệ thống này đủ tin cậy và mạnh mẽ để triển khai cài đặt trong thế giới thực. Những thách thức này bao gồm việc đối phó với tác động của chuyển động cơ thể và cảm

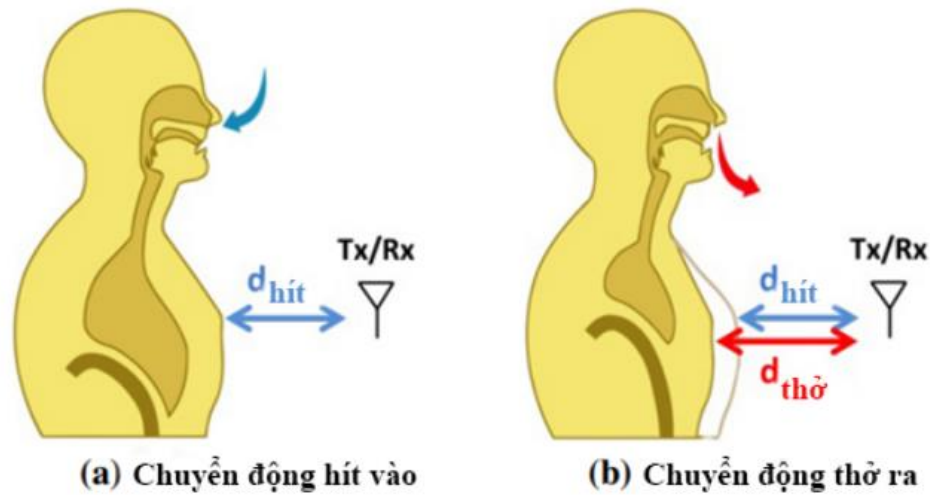
biến ngẫu nhiên, loại bỏ hiệu quả điều hòa hơi thở và các phép đo mạnh mẽ trong một môi trường, v.v. Nói chung, việc giải quyết những thách thức này sẽ yêu cầu nhiều khả năng xử lý tín hiệu hơn [18,20], hơn nữa Radar hoặc kết hợp Radar với các phương thức cảm biến khác. Đối với các phép đo mạnh mẽ hơn và bù chuyển động, có thể hữu ích khi thực hiện các phép đo tương tự. Ngoài ra dấu hiệu sinh tồn, cảm biến mmwave có thể được sử dụng để đo buồn ngủ, mức độ căng thẳng và cảm xúc của con người.

#### ***1.2.4 Ứng dụng nhà thông minh vào theo dõi nhịp thở và nhịp tim***

Sự phát triển của các công nghệ cảm biến phổ biến đã dẫn đến môi trường thông minh có thể theo dõi và phản ứng với các hoạt động hàng ngày, chẳng hạn như điều chỉnh hệ thống sưởi ấm và làm mát của chúng ta, đáp ứng cử chỉ của chúng ta và theo dõi người già của chúng ta. Adib, F., Mao, H., Kabelac, Z., Katabi, D., & Miller, R. C. (2015) [15] giới thiệu Vital-Radio, một công nghệ cảm biến ít dây giúp theo dõi nhịp thở và nhịp tim không tiếp xúc cơ thể. Vital-Radio khai thác thực tế là các tín hiệu ít dây bị ảnh hưởng bởi chuyển động trong môi trường, bao gồm cả chuyển động của ngực do hít vào và thở ra và da rung động do nhịp tim. Họ đã mô tả hoạt động của Vital-Radio và chứng minh thông qua nghiên cứu người dùng rằng nó có thể theo dõi nhịp thở và nhịp tim của người dùng với độ chính xác trung bình là 99%, ngay cả khi người dùng ở cách xa thiết bị 8 mét, hoặc trong một phòng khác. Hơn nữa, nó có thể giám sát các dấu hiệu quan trọng của nhiều người cùng một lúc. Họ hình dung rằng Vital-Radio có thể kích hoạt các ngôi nhà thông minh giám sát các dấu hiệu sinh tồn của con người mà không cần thiết bị đo đặc cơ thể và chủ động góp phần mang lại hạnh phúc cho cư dân.

Vital-Radio hoạt động bằng cách sử dụng tín hiệu không dây để giám sát chuyển động hít vào, thở ra và nhịp tim. Cụ thể, nó truyền tín hiệu không dây công suất thấp và đo thời gian cần thiết để tín hiệu phản xạ trở lại thiết bị. Thời gian phản xạ phụ thuộc vào khoảng cách của gương phản xạ vào thiết bị và thay đổi khi gương phản xạ di chuyển.





**Hình 1.6: Chuyển động của ngực thay đổi thời gian phản xạ tín hiệu.**

(a) Cho thấy khi một người hít vào, lồng ngực của anh ta nở ra và trở nên gần ăng-ten hơn, do đó giảm thời gian nhận tín hiệu để phản ngược trở lại thiết bị.

(b) Cho thấy rằng khi một người thở ra, ngực của anh ta co lại và di chuyển ra xa ăng-ten, do đó khoảng cách giữa ngực và ăng-ten tăng lên, gây ra tăng thời gian phản lại.

Hình 1.6 minh họa tác động của nhịp thở đối với thời gian phản xạ của tín hiệu. Khi một người hít vào, ngực của anh ta mở rộng và di chuyển về phía trước, giảm thời gian phản xạ[7]. Ngược lại, khi một người thở ra, lồng ngực của anh ta di chuyển ra xa khỏi thiết bị, do đó làm tăng thời gian phản chiếu. Nói chung, ngay cả khi người đó không đối diện trực tiếp với thiết bị của họ, tín hiệu không dây đi qua cơ thể anh ta và các dấu hiệu quan trọng của anh ta gây ra thay đổi định kỳ trong thời gian phản xạ của tín hiệu. Vital-Radio đo lường những thay đổi này và phân tích chúng để trích xuất nhịp thở và nhịp tim. Một tính năng chính của Vital-Radio là khả năng giám sát các hoạt động quan trọng. dấu hiệu nhiều người và hoạt động mạnh mẽ không bắt người sử dụng phải nằm yên. Thách thức chính trong việc cung cấp này đặc điểm là bất kỳ chuyển động nào trong môi trường đều có thể ảnh hưởng đến tín hiệu không dây và do đó cản trở việc theo dõi hơi thở hoặc nhịp tim. Công việc trước đây giải quyết thách thức này bằng cách yêu cầu chỉ một người có mặt trước thiết bị và rằng người vẫn đứng yên. Ngược lại, Vital-Radio nhận ra rằng người ta có thể giải

quyết vấn đề này bằng cách xây dựng các công nghệ định vị người dùng bằng tín hiệu không dây [16]. Cụ thể, Vital-Radio trước tiên sẽ bản địa hóa từng người dùng trong môi trường, sau đó phóng to tín hiệu được phản ánh từ mỗi người dùng và phân tích các biến thể trong hình ảnh phản chiếu của anh ấy để trích xuất nhịp thở và nhịp tim của anh ấy. Bằng cách cô lập phản xạ của người dùng, Vital-Radio cũng loại bỏ các nguồn gây nhiễu khác bao gồm cả tiếng ồn hoặc chuyển động không liên quan trong môi trường, điều này có thể che giấu một cách khôn ngoan các biến thể nhỏ do các dấu hiệu quan trọng của người dùng. Điều này cho phép Vital-Radio theo dõi nhịp thở của nhiều người dùng và nhịp tim, và để hoạt động ở khoảng cách lên đến 8 m từ người dùng hoặc thậm chí từ phía sau một bức tường.

Các nhà khoa học đã xây dựng một nguyên mẫu thời gian thực của Vital-Radio và đã xác thực khả năng của nó bằng cách tiến hành thí nghiệm với 14 đối tượng. Đối với thông tin cơ bản, họ sử dụng nhịp thở và nhịp tim được FDA. Bộ thiết bị bao gồm dây đeo ngực để theo dõi chuyển động hít vào thở ra và máy đo oxy xung được đặt trên ngón tay của đối tượng để theo dõi nhịp tim của họ. Trong đánh giá điểm chuẩn của họ, họ yêu cầu người dùng đeo màn hình cơ sở, trong khi Vital-Radio giám sát họ từ xa mà không cần bất kỳ tiếp xúc cơ thể nào.

Họ đã so sánh đầu ra của Vital-Radio với mặt đất sự thật từ các đường cơ sở được FDA chấp thuận và chứng minh rằng Vital-Radio theo dõi chính xác các kiểu thở và nhịp tim. Qua hơn 200 thí nghiệm kéo dài hai phút, kết quả của họ cho thấy rằng:

- Vital-Radio có thể theo dõi chính xác hơi thở của một người và nhịp tim mà không cần tiếp xúc cơ thể.
- Ngay cả khi người dùng đang đứng đến 8 mét cách xa thiết bị hoặc sau bức tường.
- Độ chính xác trung bình của Vital-Radio đối với nhịp thở là 99,3% (sai số 0,09 nhịp thở/phút) và đối với nhịp tim là 98,5% (0,95 nhịp/phút)

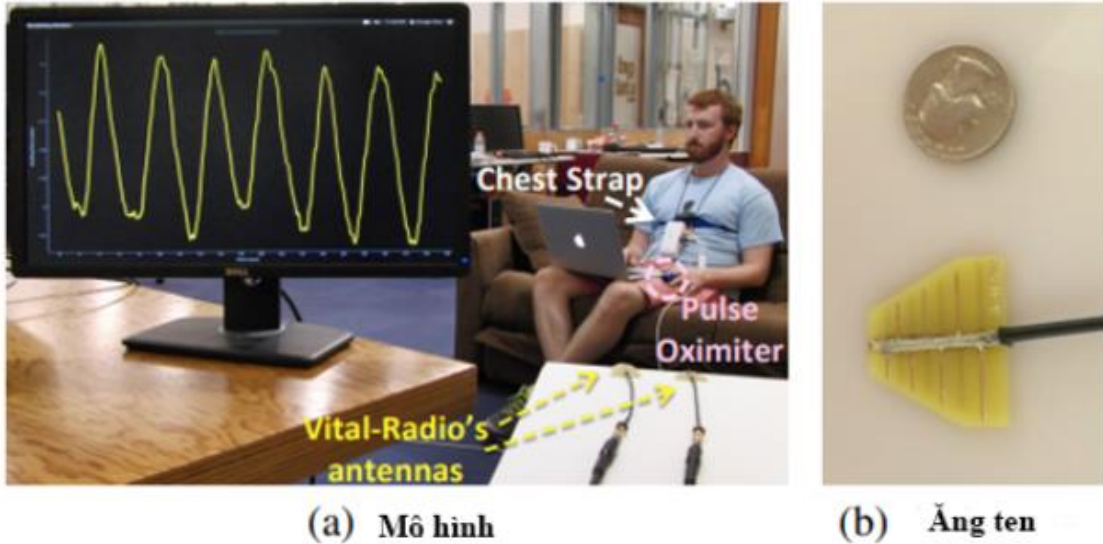
- Khi người đó cách vật 1 m. Độ chính xác giảm xuống 98,7% (sai số 0,15 nhịp thở/phút) và 98,3% (1,1 nhịp/phút) khi mỗi người cách thiết bị 8 m.
- Trong khu vực trải rộng 8 m × 5 m, Vital-Radio có thể giám sát dấu hiệu quan trọng của tối đa ba cá nhân với độ chính xác như nhau đối với một người.

Tương tự, những tiến bộ trong hệ thống truyền dẫn không dây và xử lý tín hiệu đã cho phép các nhà nghiên cứu phát hiện và phân tích dấu hiệu sinh tồn của con người. Đề xuất trong quá khứ sử dụng một trong những điều sau đây kỹ thuật: Radar Doppler, WiFi hoặc radar siêu băng rộng (UWB). Thách thức chính trong việc sử dụng tín hiệu không dây để trích xuất các dấu hiệu quan trọng là bất kỳ chuyển động nào trong môi trường ảnh hưởng đến tín hiệu. Vì nhịp thở và nhịp tim là những chuyển động nhỏ, nên chúng có thể dễ dàng bị che đậy bởi nhiễu từ của bất kỳ nguồn chuyển động nào khác trong môi trường. Hơn nữa, sự hiện diện của nhiều người dùng – thậm chí nếu không có thiết bị nào di chuyển – ngăn các hệ thống này hoạt động chính xác do tín hiệu không dây sẽ bị ảnh hưởng bởi sự kết hợp của các dấu hiệu quan trọng của họ, làm cho nó khó khăn để gỡ rối dấu hiệu sinh tồn của mỗi cá nhân. Các đề xuất trước đây giải quyết vấn đề này bằng cách đảm bảo rằng chỉ có một nguồn chuyển động trong môi trường: cụ thể là, các dấu hiệu quan trọng của giám sát cá nhân.

Do đó, thiết lập thử nghiệm của họ có một người, người thường nằm yên ở gần thiết bị. Trái ngược với các hệ thống trước đây, Vital-Radio có một cơ chế nội tại cho phép nó tách các nguồn khác nhau của chuyển động trong môi trường. Để làm như vậy, Vital-Radio xây dựng về các kỹ thuật bản địa hóa không dây tiên tiến nhất, trong đó có thể xác định khoảng cách giữa thiết bị và khác nhau đối tượng chuyển động. Vital-Radio, tuy nhiên, sử dụng các phương pháp này để gỡ rối các tín hiệu đến dựa trên khoảng cách, thay vì so với ước tính vị trí thực tế. Điều này cho phép nó tách biệt tín hiệu phản xạ từ cơ thể và bộ phận cơ thể khác nhau. Sau đó nó phân tích chuyển động của họ một cách độc lập để ước tính hơi thở và nhịp tim của nhiều cá nhân tiềm năng.

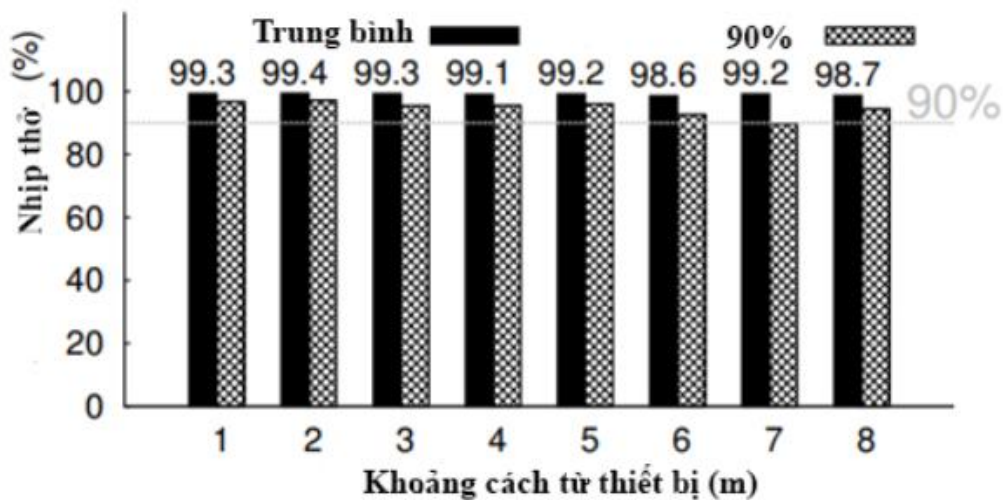
### 1.2.4.1 Thử nghiệm đo trên 1 người

Để hiểu hoạt động của Vital-Radio, các nhà khoa học đã thử nghiệm lần đo đầu tiên với một người trong phòng, khoảng cách từ 1m đến 8m.

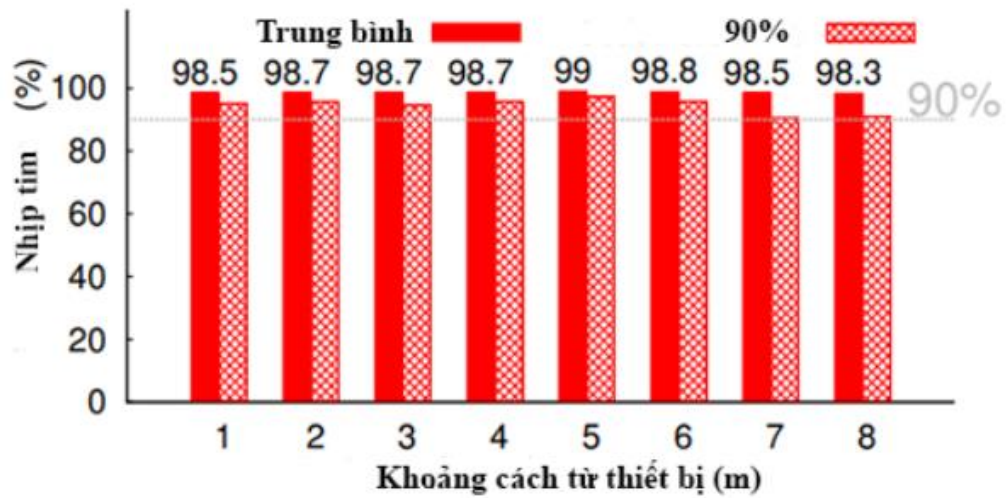


**Hình 1.7: Thiết lập thử nghiệm.**

- (a) Hiện thị một người, ngồi cách khoảng 2,5m cách xa ăng-ten của Vital-Radio. Người dùng cũng đeo dây đeo ngực và một máy đo oxy, được kết nối với Alice PDx để thu được các phép đo thực tế cơ bản.
- (b) Ăng ten Vital-Radio.



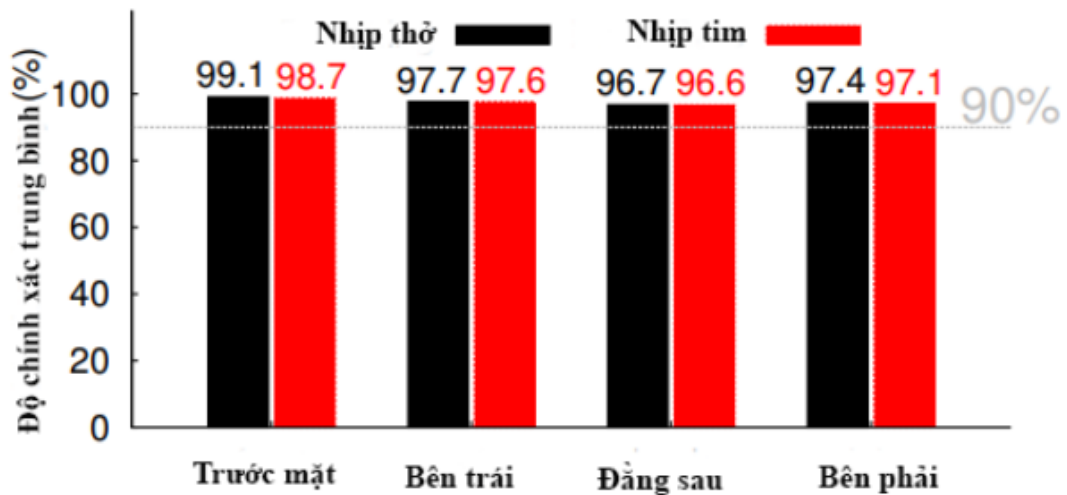
**Hình 1.8: Kết quả đo nhịp thở thu được từ Vital-Radio và thiết bị đo Alice PDx.**



**Hình 1.9: Kết quả đo nhịp tim thu được từ Vital-Radio và thiết bị đo Alice PDx.**

Từ Hình 1.8 và Hình 1.9 cho thấy độ chính xác trung bình là 99,3% ở cách thiết bị 1m và tới 98,7% ở cách thiết bị 8m.

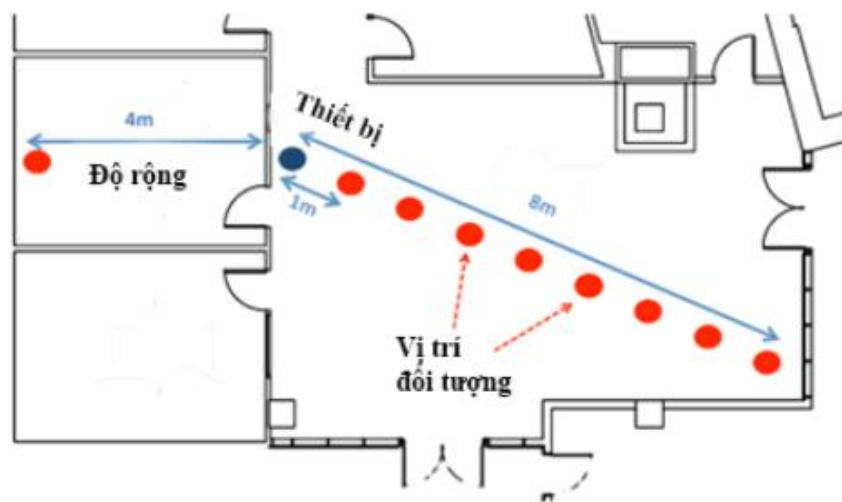
Nhìn biểu đồ thì nhận thấy được độ chính xác trên 90% cho tất cả các lần đo.



**Hình 1.10: Độ chính xác trung bình của Vital Radio đối với nhịp thở và nhịp tim đối với người dùng ngồi cách thiết bị 4m và quay mặt về các hướng khác nhau.**

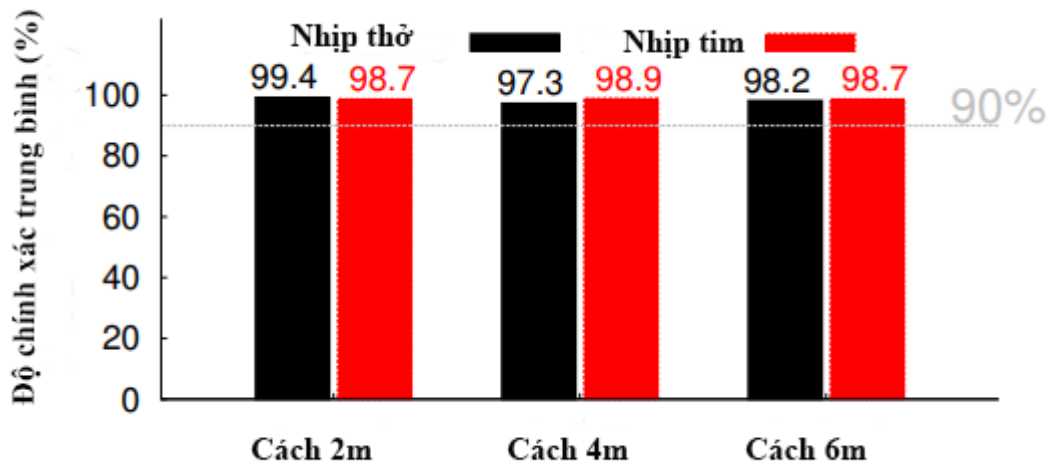
#### 1.2.4.2 Thử nghiệm đo trên nhiều người

Các nhà khoa học quan tâm đến việc đánh giá độ chính xác của Vital-Radio cho giám sát dấu hiệu quan trọng nhiều người dùng. Do đó, họ thực hiện các thử nghiệm này, trong đó họ đã yêu cầu ba người dùng của mình ngồi lên một chiếc ghế ở các mức 2m, 4m và 6m trong Hình 1.11. Trong mỗi thử nghiệm, Vital-Radio xác định rằng có 3 người dùng, mỗi người ở khoảng cách tương ứng của anh ấy với thiết bị và đưa ra các dấu hiệu quan trọng của từng thiết bị. Tuy nhiên, thiết bị đo (AlicePDx) chỉ có thể giám sát một người dùng duy nhất tại bất kỳ thời điểm nào. Do đó, để đánh giá độ chính xác, trước tiên họ kết nối thiết bị đo (AlicePDx) với người dùng đầu tiên và so sánh đầu ra của nó với đầu ra của VitalRadio cho người dùng tại khoảng cách đó và cho thời điểm đó. Sau đó, họ lần lượt di chuyển thiết bị đo (AlicePDx) đến những người dùng còn lại.



**Hình 1.11: Thiết kế thử nghiệm.**

Hình vẽ cho thấy bố cục thiết lập thử nghiệm, đánh dấu vị trí của Vital-Radio bằng màu xanh và các đối tượng màu đỏ được giám sát đang ngồi ở các vị trí khác nhau.



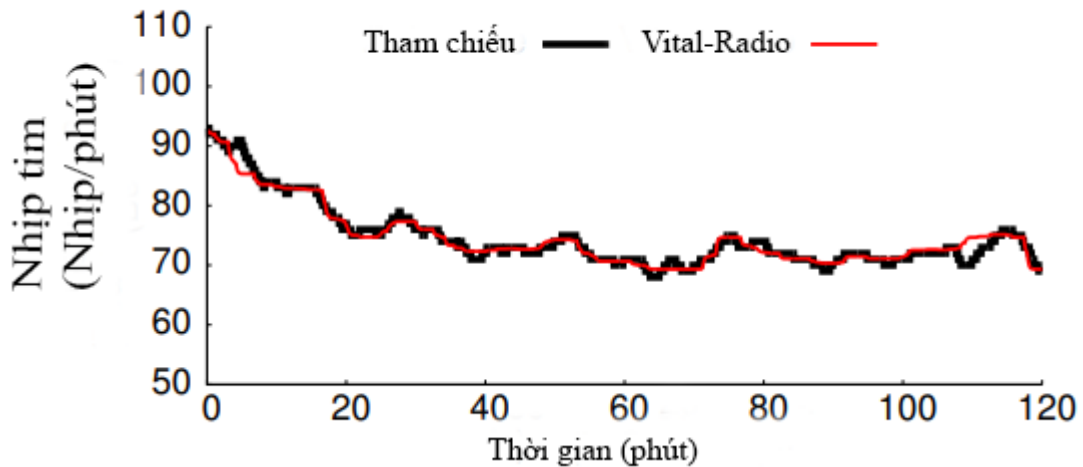
**Hình 1.12: Kết quả Vital-Radio đo độ chính xác trung bình trong việc theo dõi các dấu hiệu quan trọng của đồng thời 3 người. Ngồi cách thiết bị 2m, 4m và 6m.**

Hình này cho thấy Vital-Radio's theo dõi nhịp thở và nhịp tim có độ chính xác là khoảng 98% cho cả ba người dùng. Cũng lưu ý rằng, do sự gia tăng khoảng cách giữa những người dùng này và thiết bị mà độ chính xác trung bình của người dùng gần nhất cao hơn so với hai người dùng tiếp theo. Những kết quả này xác minh rằng Vital-Radio có thể theo dõi dấu hiệu quan trọng của nhiều người dùng và độ chính xác theo dõi của nó đối với nhiều người dùng cũng giống như đối với một người dùng.

#### *1.2.4.3 Theo dõi nhịp tim của người dùng đang tập thể dục*

Phục hồi nhịp tim - tương ứng với tốc độ nhịp tim của một người giảm nhanh như thế nào sau khi tập thể dục - là một thước đo quan trọng để xác định mức độ khỏe mạnh của trái tim một người. Cụ thể, một trái tim mạnh mẽ hơn có nhịp tim phục hồi nhanh chóng, và tỷ lệ phục hồi đó là yếu tố dự báo tỷ lệ tử vong. Do đó, một cách quan trọng mà Vital-Radio có thể đóng góp vào sức khỏe của nhà thông minh là đo chính xác nhịp tim sau khi người dùng tập thể dục.





**Hình 1.13: Kết quả đo nhịp tim của người dùng bằng Vital-Radio (màu đỏ) và thiết bị đo AlicePDx (màu đen).**

Trong suốt khoảng thời gian hai phút sau khi đối tượng ngừng tập thể dục. Biểu đồ cho thấy Vital-Radio có thể theo dõi hiệu quả các biến thể trong nhịp tim. Lưu ý rằng, trong suốt khoảng thời gian hai phút này, có xu hướng giảm nhịp tim (từ khoảng 93 nhịp/phút đến khoảng 70 nhịp/phút), dự kiến vì đối tượng đang ở trạng thái nghỉ ngơi sau khi tập thể dục. Cũng, lưu ý rằng trong suốt giai đoạn này, nhịp tim thay đổi liên tục theo xu hướng đó và cả sự thật cơ bản và Vital-Radio có thể ghi lại các biến thể này. Qua các thử nghiệm với nhiều đối tượng, Vital-Radio's độ chính xác trung bình trong việc đo nhịp thở và nhịp tim là lần lượt là 99,4% và 99% và phân vị thứ 90 là 91,7% và 96,8%. Những con số này tương tự như độ chính xác đạt được trong các thí nghiệm trước đây của chúng tôi, khi các đối tượng được nghỉ ngơi đầy đủ, chỉ ra rằng Vital-Radio thực sự có thể ghi lại các dấu hiệu quan trọng của chúng tôi và theo dõi chúng một cách chính xác ngay cả khi chúng thay đổi.

Trước đây, các nhà nghiên cứu thường sử dụng cảm biến để đo phản ứng cảm xúc, mức độ căng thẳng, hiệu suất nhận thức và mức độ tương tác của người dùng. Tuy nhiên, một mối quan tâm chính với các cảm biến trong quá khứ (ví dụ: máy đo oxy, EEG, FNIRs, GSR) là họ yêu cầu tiếp xúc trực tiếp với cơ thể của người dùng và do đó có thể ảnh hưởng đến trải nghiệm của người dùng. Ngược lại, Vital-Radio

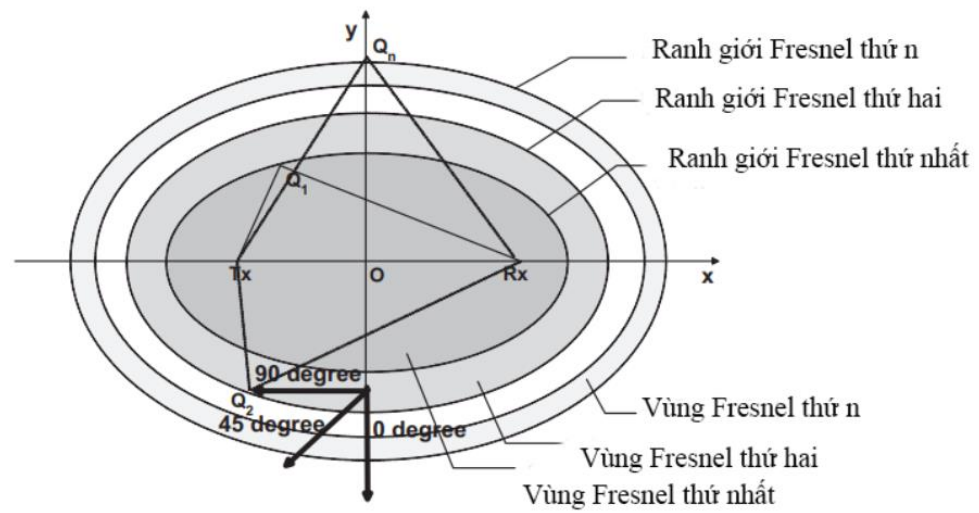


không yêu cầu người dùng phải tiếp xúc trực tiếp và do đó không làm ảnh hưởng đến trải nghiệm người dùng.

### ***1.2.5 Theo dõi nhịp thở và nhịp tim trong thời gian thực bằng sóng WiFi***

Giấc ngủ có chất lượng tốt là điều cần thiết để có sức khỏe và tinh thần tốt [14]. Tuy nhiên, nhiều bệnh trong giấc ngủ gây tử vong như ngừng tim [4], ngưng thở khi ngủ [13] và hen suyễn [11]. Các nghiên cứu trước đây cũng chỉ ra rằng nhịp thở bị rối loạn là một nguyên nhân điển hình của hội chứng đột tử ở trẻ sơ sinh (SIDS). Nhiều trường hợp bệnh nhân mắc bệnh hô hấp, bệnh chỉ xuất hiện các triệu chứng trong một thời gian ngắn. Do đó, liên tục theo dõi giấc ngủ trở thành một chủ đề nghiên cứu quan trọng và cần thiết. Tác giả Yu Gu, Xiang Zhang, Zhi Liu and Fuji Ren [21] đã đề xuất một giải pháp theo dõi các dấu hiệu (nhịp thở và nhịp tim) dựa trên sóng Wifi với chi phí thấp, liên tục và không tiếp xúc. Đặc biệt, họ đã thiết lập anten dựa trên mô hình nhiễu xạ Fresnel và lý thuyết lan truyền tín hiệu, giúp tăng cường phát hiện chuyển động nhịp thở/nhịp tim yếu [23]. Tác giả thực hiện một nguyên mẫu hệ thống sử dụng các thiết bị có sẵn và xử lý theo thời gian thực hệ thống theo dõi các dấu hiệu sinh tồn. Thí nghiệm cho thấy kết quả nhịp thở và nhịp tim có hiệu suất phát hiện chính xác.

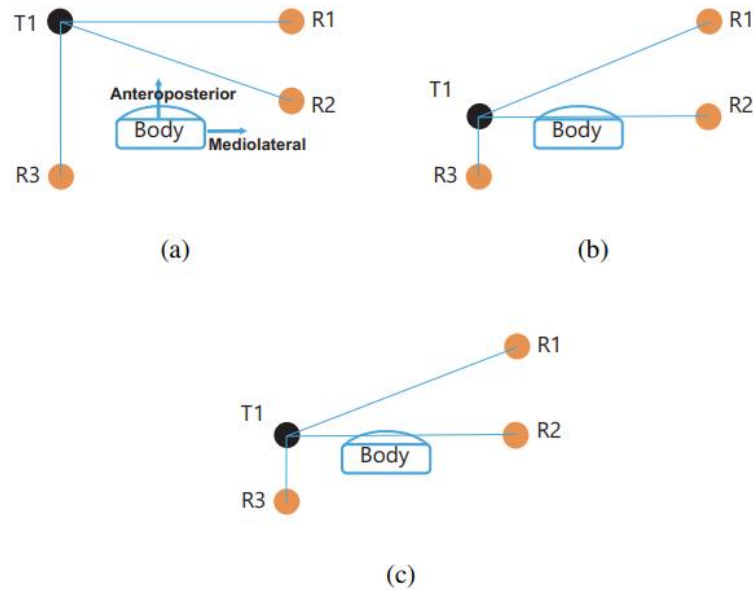
### 1.2.5.1 Thí nghiệm sơ bộ:



**Hình 1.14: Vùng Fresnel.**

Vùng Fresnel được định nghĩa là một loạt các elip đồng tâm, và P1 và P2 là vị trí của anten phát và anten thu tương ứng Tx và Rx lần lượt đại diện cho người gửi và người nhận.

### ❖ Mô hình thử nghiệm



**Hình 1.15: Mô hình thử nghiệm hệ thống.**

- (a) Cài đặt 1: T1 là anten phát và R1,R2,R3 là anten thu, khoảng cách từ T1 đến R3 là 80cm, khoảng cách giữa T1 và R1 là 120cm;
- (b) Cài đặt 2: Lồng ngực nằm trên LOS của T1-R2, khoảng cách từ T1 đến R3 là 20cm, và khoảng cách giữa T1-R2 là 120cm;
- (c) Cài đặt 3: Lồng ngực nằm trong vùng Fresnel đầu tiên của T1-R2, khoảng cách từ T1 đến R3 là 30cm, và khoảng cách giữa T1 và R2 là 120cm.

❖ **Đối tượng tham gia**

Một nam sinh viên 22 tuổi

❖ **Môi trường thử nghiệm**

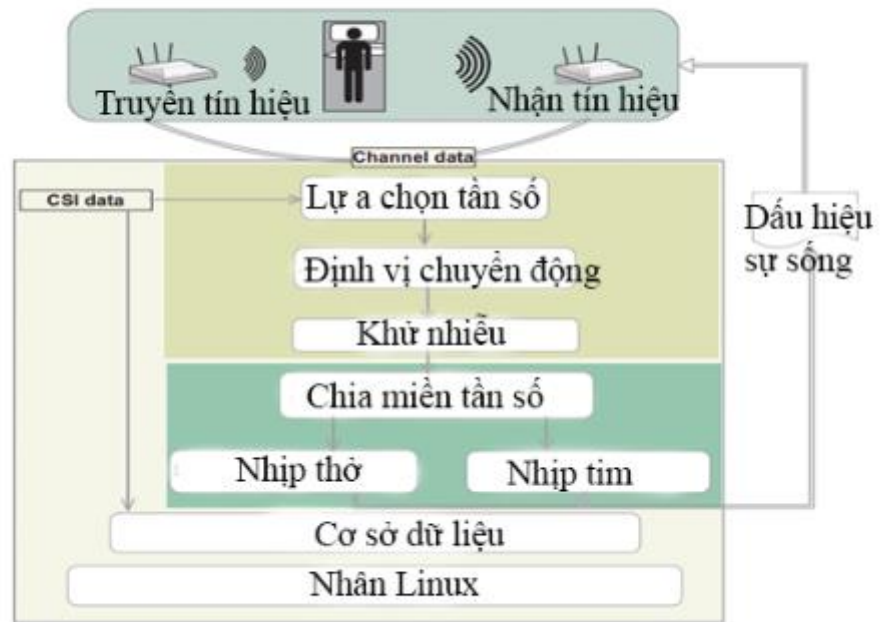
Tiến hành thí nghiệm trong phòng làm việc trên diện tích  $7 \times 10 \text{m}^2$ , với nội thất bao gồm ghế, trường kỷ, bàn vi tính, tủ sách.

Các sinh viên khác cũng ở cùng một nơi trong các thí nghiệm.

❖ **Thiết lập thử nghiệm**

Tốc độ truyền gói tin được cài đặt là 500hz, người tham gia tiến hành các thí nghiệm với các tư thế ngủ khác nhau (nằm úp, nằm nghiêng và nằm quay mặt xuống) với các cài đặt khác nhau của ăng-ten (như minh họa trong Hình 15).

❖ **Thiết kế hệ thống**

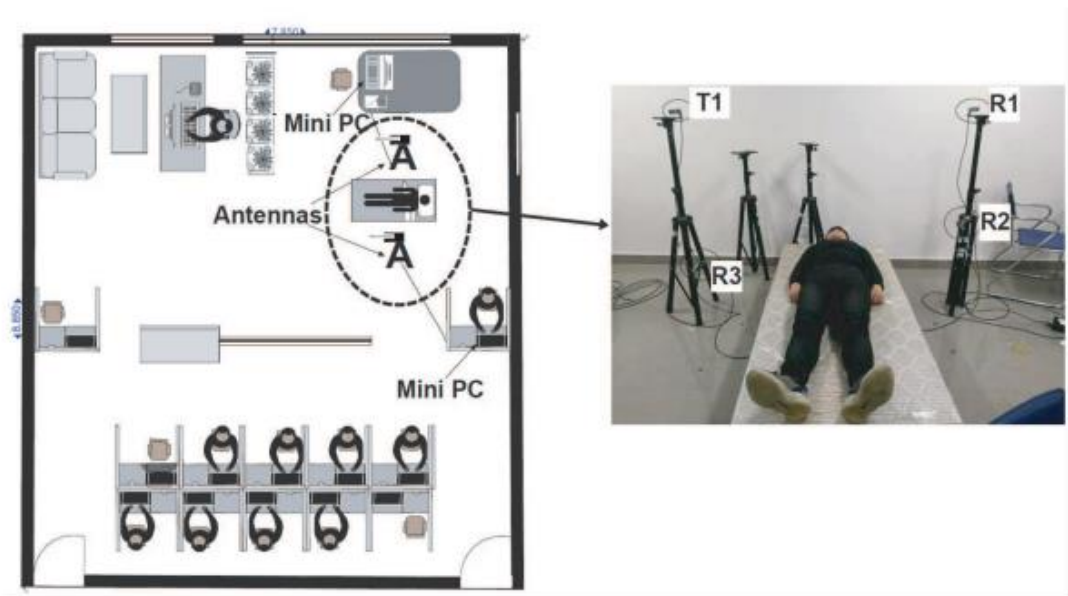


**Hình 1.16: Thiết kế hệ thống thử nghiệm.**

Tác giả đã sử dụng công cụ CSI để trích xuất dữ liệu CSI từ tín hiệu Wifi, sau đó gửi dữ liệu đến máy tính để xử lý.

Quy trình làm việc gồm các bước như sau:

- Lựa chọn Subcarrier.
- Khử nhiễu dữ liệu.
- Phân tách miền tần số.
- Trích xuất dấu hiệu quan trọng (nhịp thở, nhịp tim) để đánh giá riêng.
- Lưu trữ dữ liệu thô CSI vào cơ sở dữ liệu để phân tích sau.

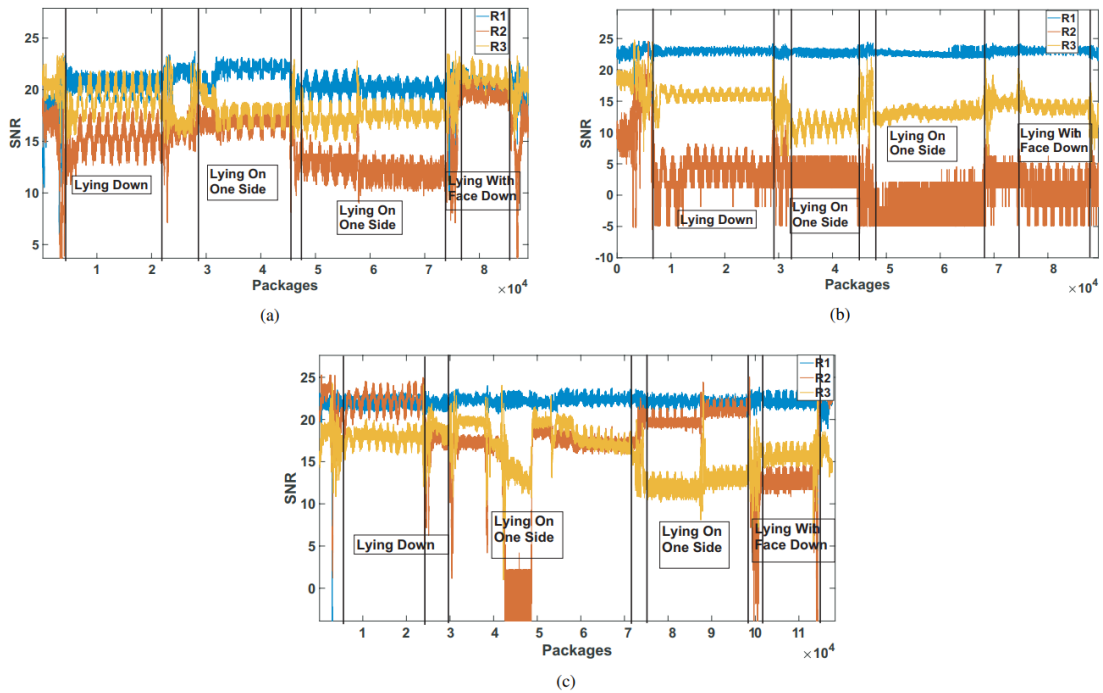


**Hình 1.17: Mô hình thực tế.**

Phần cứng sử dụng gồm 2 Máy tính làm thiết bị gửi và nhận tín hiệu có cấu hình như sau:

- Card mạng Intel Link 5300 WiFi NIC.
- Bộ vi xử lý Celeron N2830 2.16GHz Intel .
- 2GB RAM.
- Hệ điều hành Ubuntu 12.04.
- 4 ăng-ten được bố cục như trong Hình 1.17.

#### ❖ Kết quả



**Hình 1.18: Kết quả đo thử nghiệm.**

(a) Kết quả phát hiện cài đặt 1.

(b) Kết quả phát hiện cài đặt 2.

(c) Kết quả phát hiện cài đặt 3.

Các nhà khoa học đánh giá hiệu suất tổng thể của nhịp thở và nhịp tim ước tính tỷ lệ theo các tư thế ngủ khác nhau. Thông số lỗi trung bình 0,575 bpm (nhịp mỗi phút) cho phát hiện hơi thở, 3,9 bpm để phát hiện nhịp tim. Tổng thể độ chính xác cho nhịp tim và nhịp thở lần lượt là 96,636% và 94,215%.

### ❖ Kết luận

Trong thí nghiệm này, các nhà nghiên cứu đã chỉ ra rằng họ có thể sử dụng tín hiệu WiFi để theo dõi các dấu hiệu quan trọng của mọi người (hơi thở và nhịp tim) cho các tư thế ngủ khác nhau chỉ bằng một cặp thiết bị WiFi. Đặc biệt, hệ thống của họ đã khai thác CSI trích xuất từ Wifi để phát hiện các chuyển động nhỏ do hơi thở và nhịp tim. Họ thiết lập ăng-ten dựa trên mô hình Fresnel nhiễu xạ và lý thuyết truyền tín hiệu, giúp tăng cường khả năng phát hiện chuyển động nhịp thở/nhịp tim yếu. Họ đã triển khai một hệ thống nguyên mẫu bằng cách sử dụng các thiết bị có sẵn và một hệ thống xử lý thời gian thực để theo dõi các dấu hiệu quan trọng trong thời gian thực. Kết quả thực nghiệm cho thấy độ chính xác nhịp thở và hiệu suất phát hiện nhịp tim.

bên trong trong tương lai, chúng tôi dự định thiết kế một định vị chuyển động bất thường thuật toán dựa trên phát hiện điều đặn, có thể chính xác định vị phạm vi của các chuyển động bất thường (lật lại và lấy lên, v.v.) và phân loại các chuyển động bất thường để cung cấp thêm thông tin giấc ngủ chi tiết.

### **1.3. Kết luận**

Chương này đã khái quát về một số những nghiên cứu trước đây của các nhà khoa học về đo nhịp thở, nhịp tim bằng cảm biến Radar không tiếp xúc. Chương cũng đưa ra và phân tích các phương pháp đang sử dụng để từ đó làm tiền đề cho chương 2.

## **CHƯƠNG 2: NGHIÊN CỨU PHƯƠNG PHÁP THEO DÕI NHỊP THỞ BẰNG CẢM BIẾN RADAR**

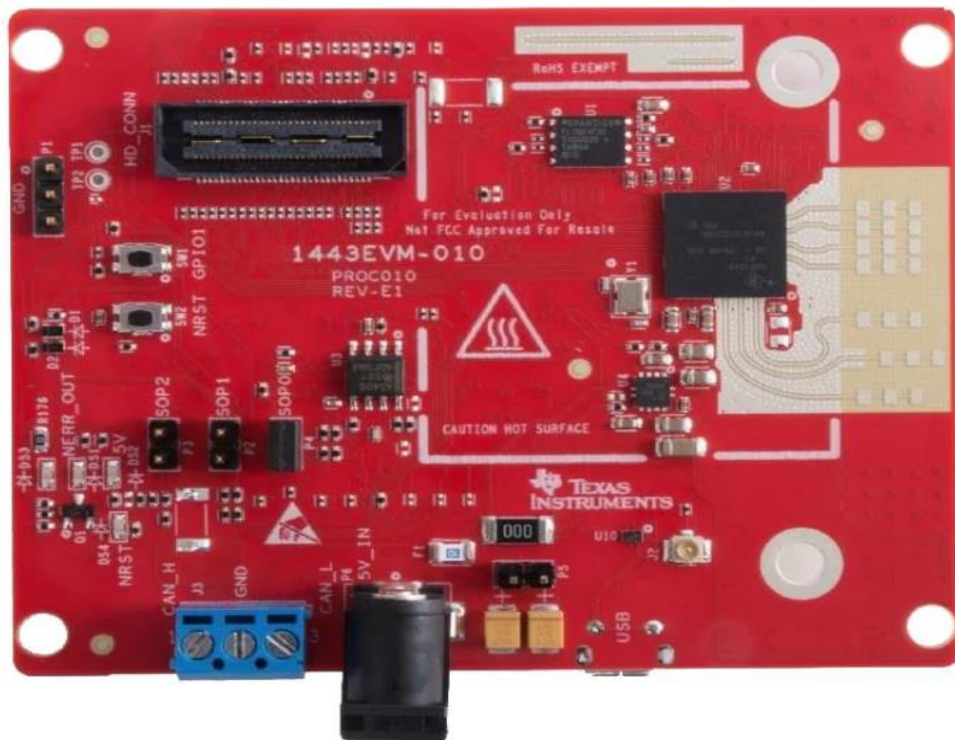
### **2.1. Giới thiệu về cảm biến Radar TI IWR- 1443**

#### **2.1.1 Lý do chọn cảm biến Radar TI IWR- 1443**

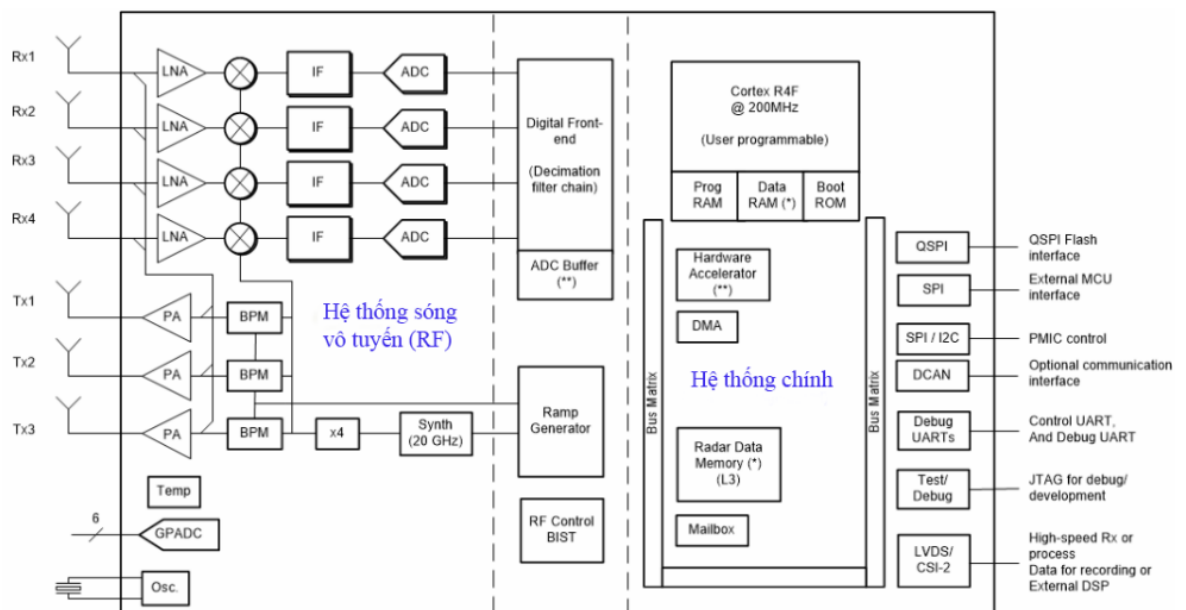
Trên thị trường hiện tại có rất nhiều loại cảm biến Radar có thể theo dõi dấu hiệu sinh tồn của con người nói chung và theo dõi nhịp thở nói riêng nhưng Radar IWR1443 là một bo mạch mmWave đơn nhân tích hợp dựa trên công nghệ radar FMCW có khả năng hoạt động ở băng tần 76-81GHz với tiếng chirp liên tục lên đến 4 GHz. Thiết bị được xây dựng với quy trình RFCMOS 45nm công suất thấp của TI và giải pháp này cho phép mức độ tích hợp chưa từng có trong một hình dáng cực kỳ nhỏ. IWR1443 là một giải pháp lý tưởng cho các hệ thống radar siêu chính xác, năng lượng thấp, tự giám sát trong các ứng dụng công nghiệp như tự động hóa tòa nhà, tự động hóa nhà máy, máy bay không người lái, xử lý vật liệu, giám sát giao thông và giám sát. Thiết bị IWR1443 là một giải pháp đơn nhân, khép kín giúp đơn giản hóa việc triển khai Cảm biến mmWave trong dải tần từ 76 đến 81 GHz [22]. IWR1443 bao gồm việc triển khai nguyên khối một Hệ thống 3TX, 4RX tích hợp bộ chuyển đổi PLL và A2D. Bo mạch đã bao gồm đầy đủ cấu hình phần cứng máy gia tốc hỗ trợ phát hiện FFT và CFAR phức tạp.

Ngoài ra, thiết bị bao gồm hai ARM Các hệ thống con của bộ xử lý dựa trên R4F: một hệ thống con của bộ xử lý dành cho điều khiển chính và các hệ thống con bổ sung thuật toán, một hệ thống con bộ xử lý thứ hai chịu trách nhiệm cấu hình, điều khiển và định dạng. Các thay đổi mô hình lập trình đơn giản có thể cho phép triển khai nhiều loại cảm biến với khả năng cấu hình lại để triển khai cảm biến đa chế độ. Ngoài ra, thiết bị được cung cấp dưới dạng giải pháp nền tảng hoàn chỉnh bao gồm thiết kế phần cứng tham chiếu, trình điều khiển phần mềm, mẫu cấu hình, hướng dẫn API, đào tạo và tài liệu người dùng.





Hình 2.1: Cảm biến Radar TI IWR- 1443.



Hình 2.2: Sơ đồ khối Radar TI IWR1443.

### 2.1.2 Thông số cơ bản của cảm biến Radar TI IWR- 1443

**Bảng 2.1: Thông số cơ bản cảm biến Radar IWR-1443.**

Tần số	76 - 81 GHz
Ăng ten thu tín hiệu(Rx)	4
Ăng ten phát tín hiệu (Tx)	3
Tốc độ lấy mẫu ADC (MSPS)	37.5
Công suất phát (dBm)	12
Arm CPU	ARM R4F @ 200MHz
Co-processor(s)	Radar Hardware Accelerator
RAM (KB)	576
Loại Interface	CAN, CSI-2, I2C, LVDS, QSPI, SPI, UART
Phạm vi nhiệt độ(C)	-40 đến 105
Nguồn điện	LP87702-Q1, LP87745-Q1

### 2.1.3 So sánh với các loại cảm biến Radar khác

**Bảng 2.2: So sánh Radar IWR-1443 với các loại khác.**

Loại Radar	IWR- 1443	FMCW	FMCW
Tần số (GHz)	77–81	77–81	76–81
Phạm vi tối đa (m)	2.55	4.3	2
Phát hiện đồng thời (Người)	4	2	1
Môi trường thí nghiệm	Trong nhà	-	Phòng ngủ

Như vậy, phương pháp này có thể giúp cải thiện dịch vụ y tế trong việc đo các dấu hiệu sinh tồn của những bệnh nhân có làn da nhạy cảm, chẳng hạn như da bị bỏng, vì cảm biến không được gắn vào đến cơ thể. Hơn nữa, hệ thống này có thể giúp khắc phục những hạn chế của hoạt động y tế để phục vụ đồng thời nhiều bệnh nhân trong một thời gian ngắn vì hệ thống này có thể kiểm tra các dấu hiệu quan trọng của bốn người cùng một lúc. Ngoài ra, việc phát hiện các dấu hiệu sinh tồn của con người mà không cần tiếp xúc vật lý cũng có thể được sử dụng trong quá trình giải cứu

những người bị nghiền nát bởi các mảnh vỡ của tòa nhà do động đất. Phương pháp này có thể phát hiện xem có còn người sống sót dưới đồng đồ nát của tòa nhà hay không. Do đó, có thể thu được những lợi ích đáng kể từ việc phát hiện dấu hiệu sinh tồn của con người này bằng cách sử dụng đồng thời phương pháp phát hiện.

#### **2.1.4 Ưu và nhược điểm của cảm biến Radar IWR- 1443**

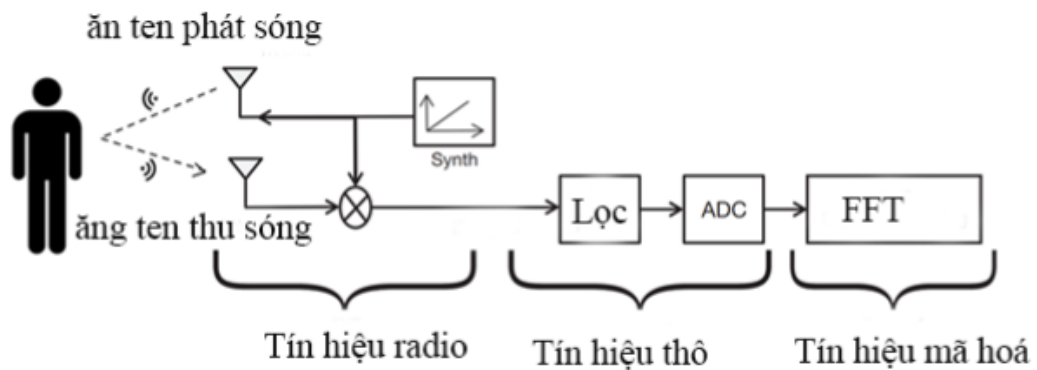
##### **❖ Ưu điểm**

- Mạnh mẽ- Radar mmWave mạnh mẽ với các điều kiện khí quyển như bụi, khói và sương mù so với các cảm biến hồng ngoại.
- Hoạt động dưới cường độ sáng khác nhau - Radar mmWave có thể hoạt động dưới ánh sáng rực rỡ, đèn chói hoặc không có đèn.
- Cung cấp các phép đo khoảng cách chính xác hơn của các chương ngại vật gần đó (tức là các vật thể và con người).
- Với sự tiến bộ trong công nghệ mmWave, hệ thống Radar mmWave đã trở nên nhỏ gọn và không chiếm nhiều không gian hơn. Điều này đã tiên phong cho mọi người áp dụng công nghệ Radar mmWave để sử dụng cho họ.
- Kích thước ăng-ten rất nhỏ và do đó số lượng lớn ăng-ten được tích hợp trong một diện tích bé.
- Băng thông lớn - Băng thông lớn của công nghệ radar mmWave cho phép truy cập vào các tính năng cấu trúc chi tiết của mục tiêu bằng cách sử dụng tín hiệu điều chế tần số băng thông rộng.

##### **❖ Nhược điểm**

- Nó dễ bị ảnh hưởng bởi bầu khí quyển và các thông số khí tượng khác. Do đó nó không cung cấp đo khoảng cách chính xác của các vật thể gần đó. Điều này làm suy yếu quá trình xác định vật thể.
- Hoạt động của radar sóng milimet bị ảnh hưởng do nhiễu từ các cột điện gần đó, tháp di động, WiFi / điểm truy cập di động, v.v.

## 2.2 Nguyên lý hoạt động của cảm biến Radar IWR- 1443



**Hình 2.3: Nguyên lý hoạt động của Radar.**

- Radar liên tục phát tín hiệu và nhận tín hiệu phản hồi từ vùng ngược của người được theo dõi.
- Tín hiệu chạy qua một “Mixer” để tạo ra tần số trung gian IF
- Tín hiệu chạy qua bộ lọc LP để lọc phần tần số cao.
- Sau khi thực hiện các thuật toán FFT sẽ phân tích được nhịp tim và nhịp thở.

## 2.3. Thuật toán đo nhịp thở bằng cảm biến Radar

IWR- 1443 là loại Radar phát ra tín hiệu hình sin trong một khoảng thời gian nhất định. thời gian quét T. Tín hiệu hình sin được điều chế bằng điều chế tần số với một băng thông B. Tín hiệu này còn được gọi là tín hiệu chirp. Một tín hiệu chirp là một hình sin sóng có tần số tăng tuyến tính theo thời gian [12].

Tần số ban đầu của nó là  $f_c$ .

Tín hiệu FMCW đã truyền  $s(t)$  được biểu diễn như sau:

$$s(t) = A \cos \left( 2\pi f_c t + \pi \frac{B}{T} t^2 \right). \quad (1)$$

Trong đó:

- A là biên độ.

- $f_c$  là tần số ban đầu.
- $T$  là khoảng thời gian quét.
- $B$  là băng thông.

Tín hiệu  $s(t)$  này được mục tiêu phản xạ trở lại máy thu Radar. Tín hiệu nhận được  $r(t)$  là thời gian trễ,  $t_d$  là phiên bản của tín hiệu truyền.

$$r(t) = (A - \alpha) \cos \left( 2\pi f_c(t - t_d) + \pi \frac{B}{T} (t - t_d)^2 \right), \quad (2)$$

Trong đó:

- $A$  là biên độ.
- $\alpha$  là độ tiêu hao.
- $f_c$  là tần số ban đầu.
- $t_d$  là thời gian trễ.
- $B$  là băng thông.
- $T$  là khoảng thời gian quét.

Tín hiệu nhận được  $r(t)$  sau đó được xử lý thêm bởi hệ thống máy thu Radar để tạo ra tạo ra một tín hiệu gọi là tín hiệu nhíp  $b(t)$ . Nếu có bốn mục tiêu trong trường quan sát của radar, thì tổng tín hiệu nhíp là tổng của bốn tín hiệu nhíp từ mỗi mục tiêu. Biết  $R_i$  chính là khoảng cách từ Radar của mục tiêu  $i$ ,  $v_i$  là vận tốc của mục tiêu  $i$ , và  $\theta_i$  là góc của sự xuất hiện. Sau đó, cho trước  $t_s$ ,  $n$  và  $k$ , do đó tín hiệu nhíp như sau:

$$b(t_s, n, k) \approx \frac{\alpha}{2} \sum_{i=1}^4 \left( \cos \left( 2\pi \left( \frac{B}{T} \frac{2R_i}{c} t_s + \frac{2f_c v_i}{c} nT + \frac{d \sin(\theta_i)}{\lambda} k \right) + \left( \frac{4\pi f_c R_i}{c} \right) \right) \right) \quad (3)$$

Trong đó:

- $0 < t_s < T$  là số lượng của phạm vi Bins.
- $0 < n < (N-1)$  là số của Doppler Bins.
- $0 < k < (K-1)$  là số lượng Ăng-ten ảo.

Bằng cách thu được các pha của tín hiệu nhíp, có thể được tính toán thông tin về độ lệch tương đối, khoảng cách giữa ngực của mục tiêu và Radar. Khoảng cách là tương đối bởi vì lồng ngực liên tục di chuyển theo tốc độ thở và tốc độ nhíp tim.

Để dễ hiểu hơn, quá trình xử lý tín hiệu sẽ được giải thích bằng tín hiệu bắt nguồn từ một ăng-ten. Bộ trộn trộn tín hiệu được gọi là  $r(t)$ , có nguồn gốc từ ăng-ten thu tín hiệu Rx và tín hiệu truyền  $s(t)$ . Đầu ra của LPF được gọi là tín hiệu beat  $b(t)$ . Tín hiệu beat có thể được xây dựng thuật toán bằng cách sử dụng Phương trình (1) và (2) như sau:

$$b(t) = LPF(s(t)r(t)) = \frac{\alpha}{2} \cos(2\pi \frac{Bt_d}{T}t + 2\pi f_c t_d - \pi \frac{B}{T} t_d^2). \quad (4)$$

Đặt  $t_d = 2R/c$ ,  $f_c = c/\lambda$  và bỏ qua các giá trị nhỏ, sau đó  $b(t)$  trở thành:

$$b(t) \approx \frac{\alpha}{2} \cos\left(2\pi \frac{B}{T} \frac{2R}{c} t + \frac{4\pi R}{\lambda}\right) = \frac{\alpha}{2} \cos(2\pi f_b t + \phi_b), \quad (5)$$

Trong đó  $f_b$  là tần số của tín hiệu beat, và  $\phi_b$  là pha của tín hiệu beat.

Thao tác đầu tiên (FFT) cho đầu ra ADC tạo ra tần số và pha của tín hiệu beat.

Phạm vi R có thể được tính từ các lượng tử này- quan hệ bằng cách sử dụng các công thức sau:

$$f_b = \frac{B}{T} \frac{2R}{c}, \quad (6)$$

$$\phi_b = \frac{4\pi R}{\lambda}. \quad (7)$$

Hệ thống sử dụng bốn ăng-ten thu và hai-ăng ten phát. Ăng-ten hoạt động ở chế độ luân phiên, do đó tám tín hiệu ăng-ten nhận được từ Rx1 đến Rx8.

Ở lần FFT thứ hai, được thực hiện theo dữ liệu của từng khoảng. Vì có 8 tín hiệu Rx, 2D-FFT sẽ tạo ra các đỉnh ở cùng một vị trí nhưng với các pha khác nhau. Độ lệch pha đo được ( $\delta$ ) có thể được sử dụng để tính góc tới ( $\theta$ ) của mục tiêu.

Nó được viết bằng công thức như sau:

$$\delta = \frac{2\pi d \sin(\theta)}{\lambda} \rightarrow \theta = \sin^{-1}\left(\frac{\lambda \delta}{2\pi d}\right). \quad (8)$$

Trong đó  $d$  là khoảng cách giữa các ăng-ten Rx liền kề. Do đó, quá trình này tạo ra dữ liệu phạm vi góc. Sau đó, nó được đóng gói vào một bản đồ được gọi là: Bản đồ góc phạm vi.

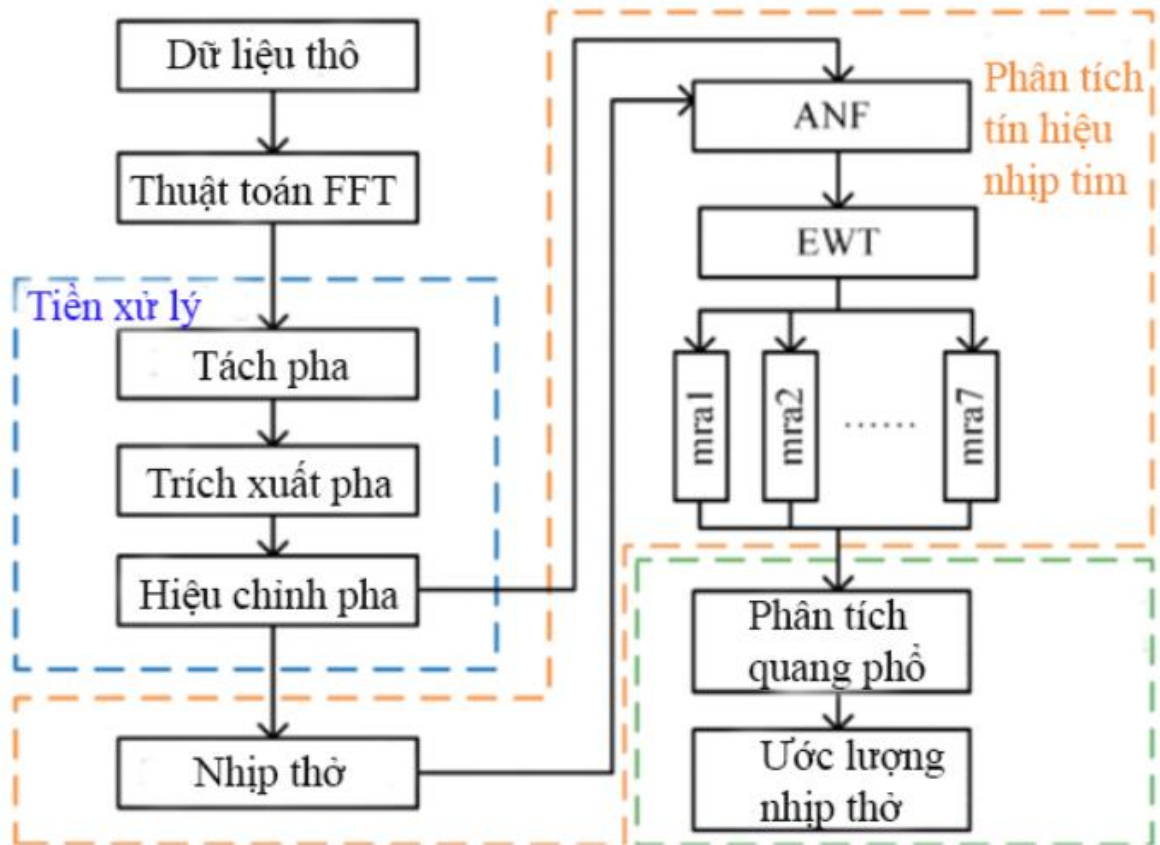
Dữ liệu tĩnh được xóa khỏi dữ liệu trong Bản đồ góc phạm vi bằng quy trình vi phân ngừng vì chỉ dữ liệu động, xuất phát từ vị trí ngực, là cần thiết cho quá trình tiếp theo. Các chuyển động cơ thể ngẫu nhiên của con người (RBM) quy mô lớn khác có thể được coi là dữ liệu tĩnh khi so sánh với sự dịch chuyển lồng ngực do thở và nhịp tim.

Sự xáo trộn trong môi trường cũng có thể được coi là dữ liệu tĩnh và ảnh hưởng của chúng có thể bị hủy bỏ bằng cách sử dụng quá trình xử lý vi sai này.

Sau đó, quá trình làm mịn được thực hiện để chuẩn bị dữ liệu trong phạm vi Bản đồ góc để xử lý thêm nhằm tạo ra các dấu hiệu sinh tồn.

Sau đó, giai đoạn mở gói được thực hiện để giải quyết sự mơ hồ của pha. Quá trình tháo gỡ pha này được thực hiện theo từng giai đoạn sao cho kết quả nằm trong phạm vi  $-\pi$  and  $+\pi$ , i.e, các pha này phản ánh được sự dịch chuyển lồng ngực. Kết quả của quá trình giai đoạn mở gói này được hiển thị trong kết quả đo lường với tên: dịch chuyển lồng ngực.

Sau đó, quá trình tiếp theo là độ lệch pha. Sự khác biệt về pha được thực hiện bởi trừ kết quả của các giai đoạn chưa được mở liên tiếp. Mục tiêu là để có được một tín hiệu nhịp tim mạnh mẽ và để loại bỏ sự thay đổi pha. Tiếp theo là khử nhiễu. Sau đó, quá trình lọc được tiến hành để thu được dữ liệu hơi thở.



**Hình 2.4: Luồng xử lý tín hiệu.**

Dữ liệu nhịp thở thu được dưới dạng đầu ra của bộ lọc Band Pass với băng tần là 0,1–0,5 Hz. Đầu ra của hai BPF này được hiển thị dưới dạng sóng. Đầu ra BPF của nhịp thở được nhập trực tiếp vào giai đoạn ước tính tỉ lệ. Nếu năng lượng của đoạn dữ liệu nhỏ hơn giới hạn năng lượng đã chỉ định ( $E < E_{Th}$ ), phân đoạn dữ liệu được tiếp tục đến bộ đệm để được xử lý tại ước tính tỉ lệ. Nếu năng lượng của đoạn dữ liệu lớn hơn giới hạn năng lượng đã chỉ định ( $E < E_{Th}$ ), đoạn dữ liệu bị loại bỏ.

Trong ước tính tỷ lệ, ba quy trình được thực hiện: FFT, tự động tương quan và ước tính dấu hiệu sinh tồn dựa trên khoảng cách giữa các đỉnh (Khoảng thời gian đỉnh) ở dạng sóng trong miền thời gian.

FFT cần được triển khai để thu được thông tin quang phổ  $x(t)$  từ hơi thở dạng sóng. Thông tin quang phổ  $x(t)$  chứa các giá trị đỉnh, với các vị trí ở một khoảng cách nhất định với nhau. Khoảng cách này được gọi là: Khoảng thời gian cực đại. Các giá trị cực đại này là các sóng hài hoà của tần số cơ bản. Chu kỳ của tần số cơ bản là



khoảng cách giữa các đỉnh. Tương quan tự động là cần thiết để xác định tần số cơ bản trong thông tin quang phổ  $x(t)$ .

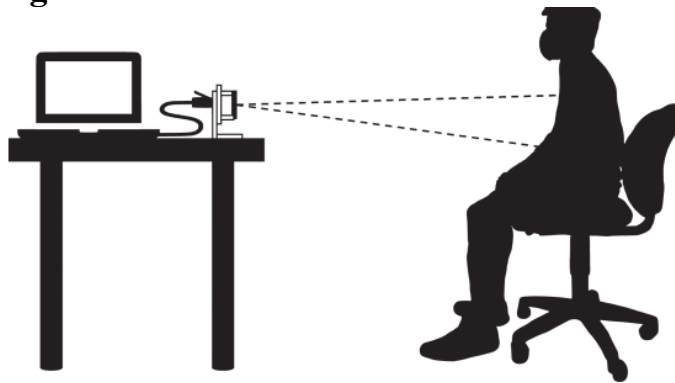
Hơn nữa, là giai đoạn cuối cùng, các quyết định về dấu hiệu sinh tồn được thực hiện dựa trên các phép đo độ tin cậy cho cả hơi thở để kết quả là nhịp thở tạo ra.

## CHƯƠNG 3: XÂY DỰNG HỆ THỐNG VÀ THỬ NGHIỆM

### 3.1 Phân tích hệ thống

- ❖ Cảm biến TI mmWave đo độ dịch chuyển của lồng ngực khi cảm biến đặt đối diện ngực của người làm thí nghiệm.
- ❖ Các nhân xử lý tích hợp trên cảm biến TI-IWR 1443 mmWave được sử dụng để lọc ra mô hình nhịp thở từ dịch chuyển lồng ngực và ước tính nhịp thở.
- ❖ GUI hiển thị dữ liệu dạng sóng được lọc ra và ước tính nhịp thở.

### 3.2 Thiết kế hệ thống



Hình 3.1: Thiết kế hệ thống đo nhịp thở bằng Radar.



**Hình 3.2: Hình ảnh đặt thiết bị thực tế.**



Hình 3.2b: Thiết bị Go Direct [24] để tham chiếu kết quả với Radar.

### 3.3 Phát triển hệ thống

#### 3.3.1 Các công cụ phát triển hệ thống

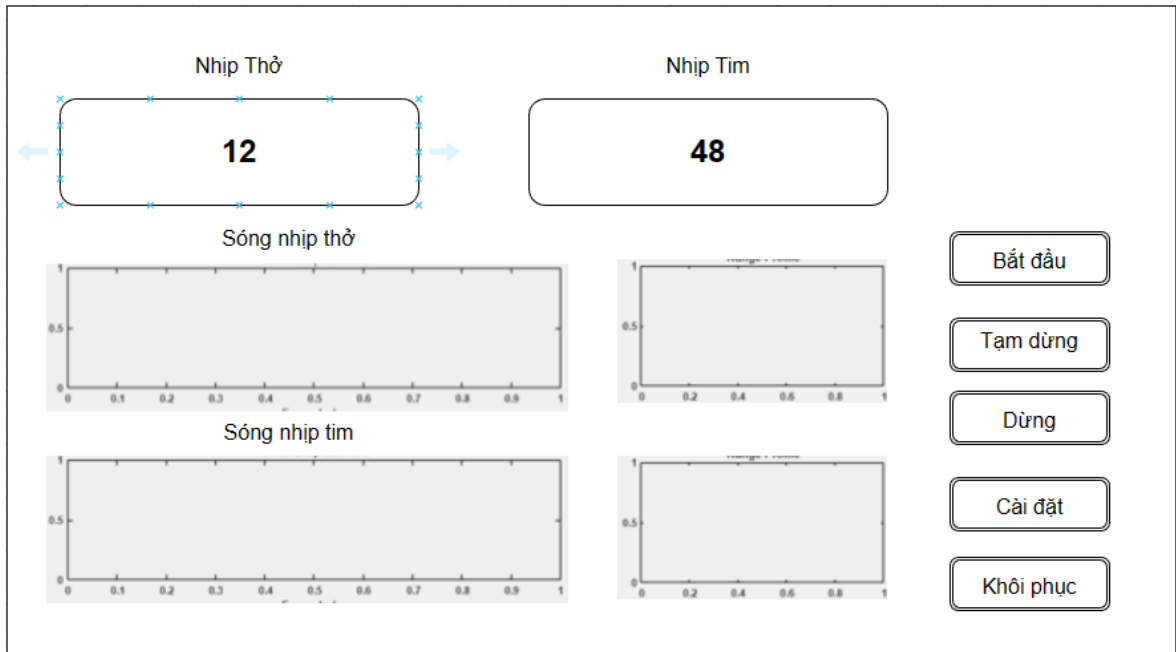
❖ Phần mềm:

- [Ti mmWave SDK](#) phiên bản mới nhất.
- [Vital Signs Lab CCS Project](#).
- Phần mềm [UniFlash](#) để cài đặt firmware cho Radar.
- [XDS110 Drivers](#).
- Thư viện [MATLAB runtime R2016b](#) để hiển thị GUI Lab.

❖ Phần cứng:

- AWR14xx/IWR14xx EVM.
- Dây cáp Micro USB.
- Nguồn điện 5V/5A.
- Máy tính dùng để trích xuất dữ liệu.

### 3.3.2 Phát triển giao diện



Hình 3.3: Hình ảnh giao diện đo.

## 3.4 Thử nghiệm và đánh giá

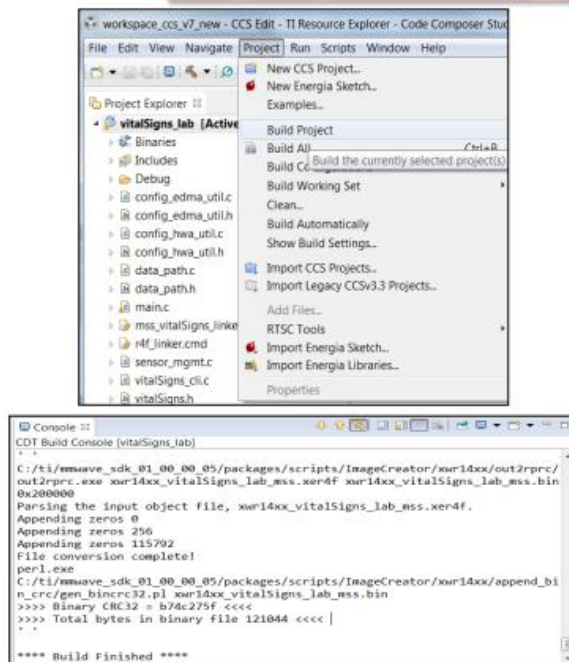
### 3.4.1 Cài đặt hệ thống

- ❖ Bước 1: Tải các công cụ cần thiết ở mục 3.3.1 về máy tính cá nhân.

Tool	Version	Download link
CCS	7.1 or later	<a href="#">download link</a> Please note that CCS v7.1 or later is mandatory. CCSv6.x cannot be used
TI SYS/BIOS	6.50.1.12 or later	<a href="#">download link</a>
TI ARM compiler	16.9.1.LTS or later	Included in CCS v7.1
TI CGT compiler	8.1.3 or later	Included in CCS v7.1
XDC	3.50.00.10 or later	<a href="#">download link</a> Use the installer that has no mention of JRE which by default has JRE (this installer will be bigger than the one without JRE). Also it is recommended that this be installed separately even if CCS has this version installed since the CCS version is without JRE.
C64x+ DSPLIB	3.4.0.0	Please download the installer for C64x+. <a href="#">download link</a>
C674x MATHLIB (little-endian, elf/coff format)	3.1.2.1	Please download the installer for C674x. <a href="#">download link</a>
Perl	5.20.2 or later	<a href="#">download link</a>
CRC.pm	0.21	<a href="#">download link</a> [This is an add-on to the Perl installation. This file needs to be copied to <PERL installation folder>\perl\lib\Digest folder.
Mono JIT compiler	3.2.8	Only for Linux builds
mmwave device support packages	1.5.3 or later	Upgrade to the latest using CCS update process
TI Emulators package	6.0.0576.0 or later	Upgrade to the latest using CCS update process

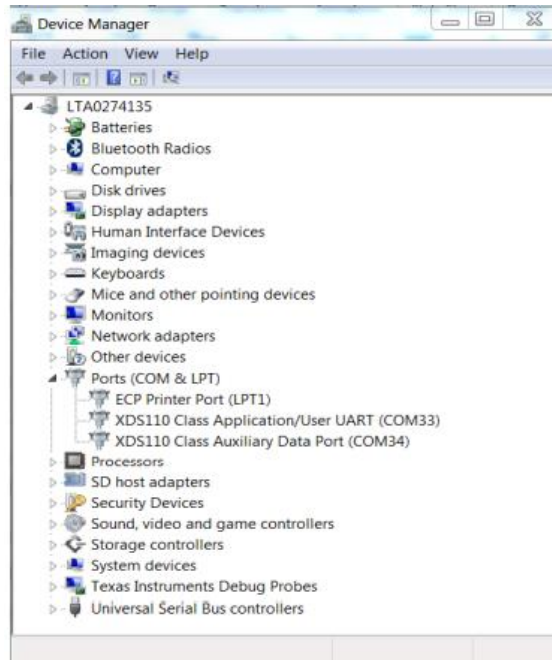
**Hình 3.4: Các phần mềm cần thiết.**

- ❖ Bước 2: Xây dựng Project từ thuật toán đã đề xuất ở mục 2.3.



**Hình 3.5: Project đo nhịp thở.**

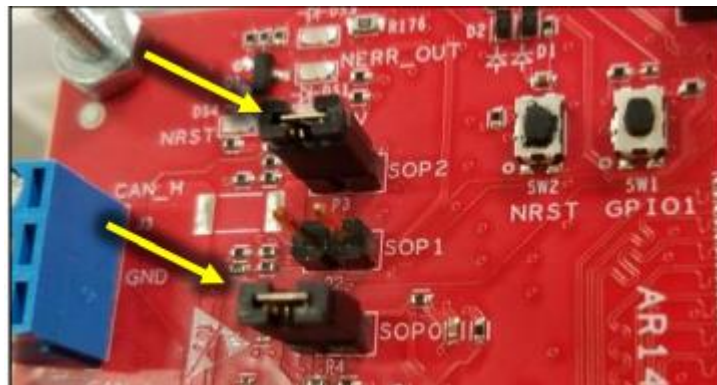
- ❖ Bước 3: Kết nối Radar với máy tính.
  - Bật nguồn EVM bằng nguồn 5V/5A.
  - Kết nối EVM với PC của bạn và kiểm tra Cổng COM trong Windows Device Manager.
  - EVM xuất hai cổng COM ảo là: *XDS110 Class Application/User UART* và *XDS110 Class Auxiliary Data Port*.



**Hình 3.6: Kiểm tra cổng kết nối từ thiết bị đến máy tính.**

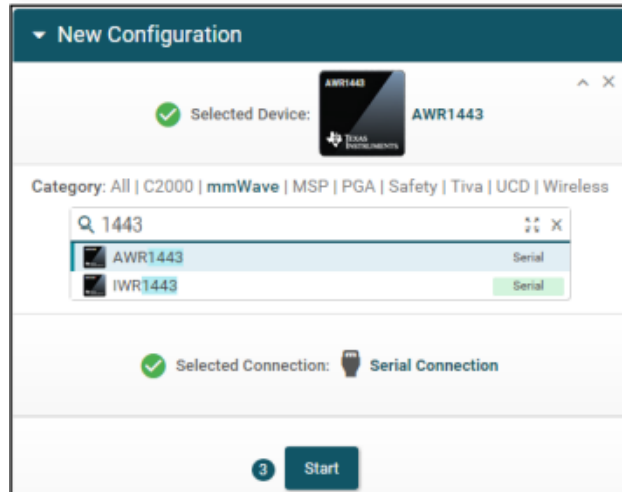
❖ Bước 4: Nạp firmware cho Radar.

- Đặt EVM ở chế độ nhấp nháy bằng cách kết nối jumper trên SOP0 và SOP2 như thể hiện trong hình ảnh.



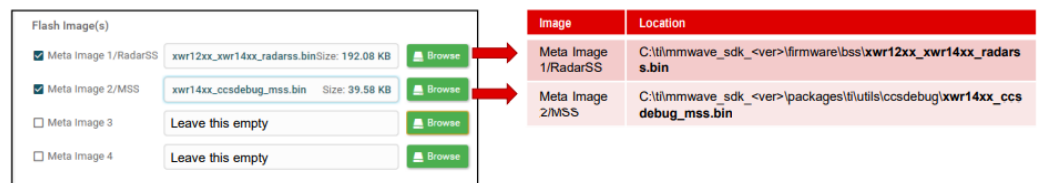
**Hình 3.7: Kết nối Jumper trên bảng mạch.**

- Mở công cụ UniFlash.
- Trong phần **New Configuration section**, xác định vị trí và chọn thiết bị thích hợp (AWR1443 hoặc IWR1443).



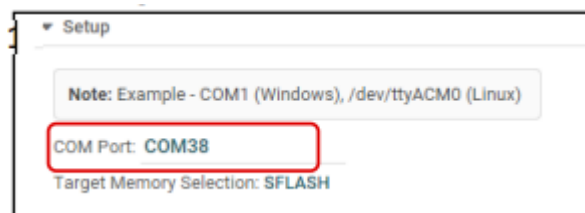
**Hình 3.8: Lựa chọn thiết bị để nạp cấu hình.**

- Ấn nút **Start** để nạp config mới cho Radar.
- Trong tab **Program**, chọn đường dẫn đến thư mục chứa **SS** và **MSS** của Radar.



**Hình 3.9: Chọn đường dẫn chứa file RadarSS và Mss firmware.**

- Trong tab **Settings & Utilities**, điền vào hộp văn bản Cổng COM với số cổng COM của Application/User UART COM.



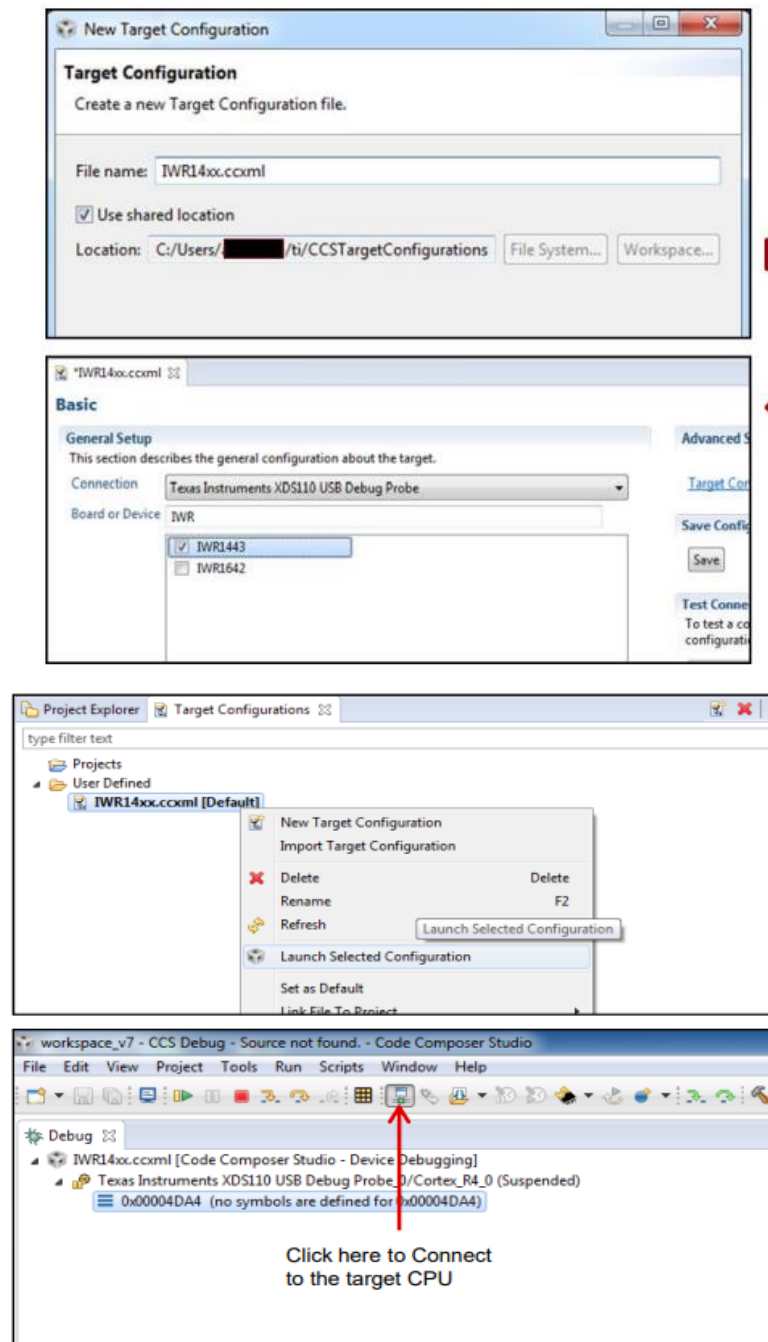
**Hình 3.10: Điền cổng COM hiển thị được ở Bước 3.**

Quay trở lại tab **Program**, khởi động lại thiết bị và ấn vào **Load Images**. Khi quy trình flash hoàn tất, bảng điều khiển của UniFlash sẽ hiển thị:

[SUCCESS] Program Load completed successfully.

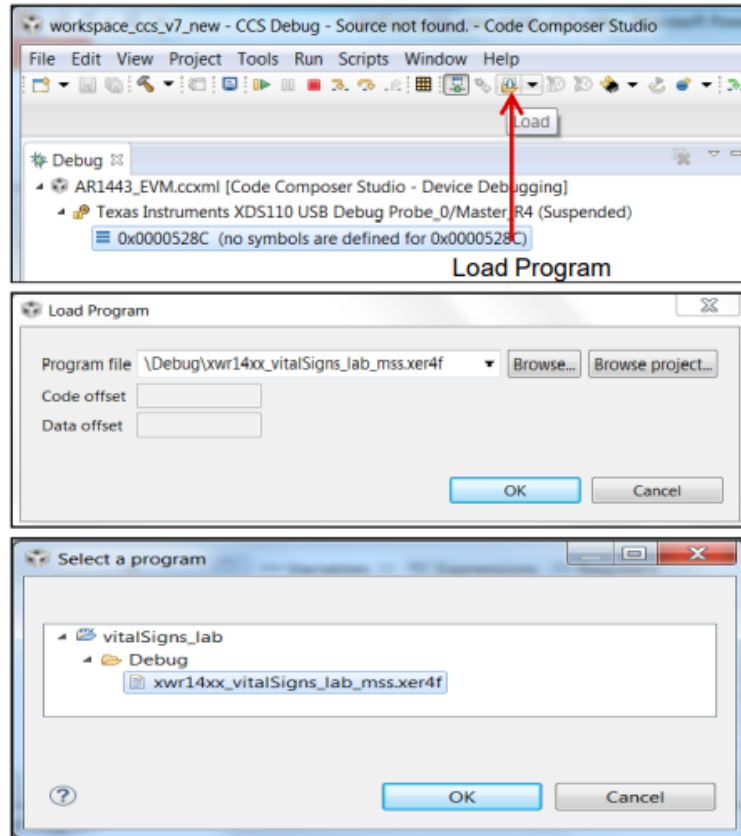
- Tắt nguồn bo mạch và loại bỏ jumper khỏi **SOP2**.

## ❖ Bước 5: Chạy Project.

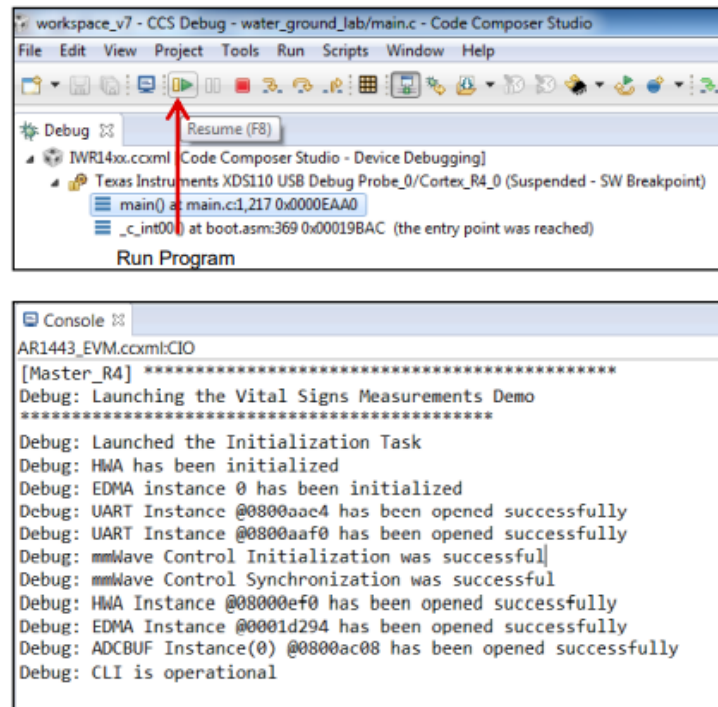


**Hình 3.11: Kết nối bo mạch với phần mềm lập trình.**

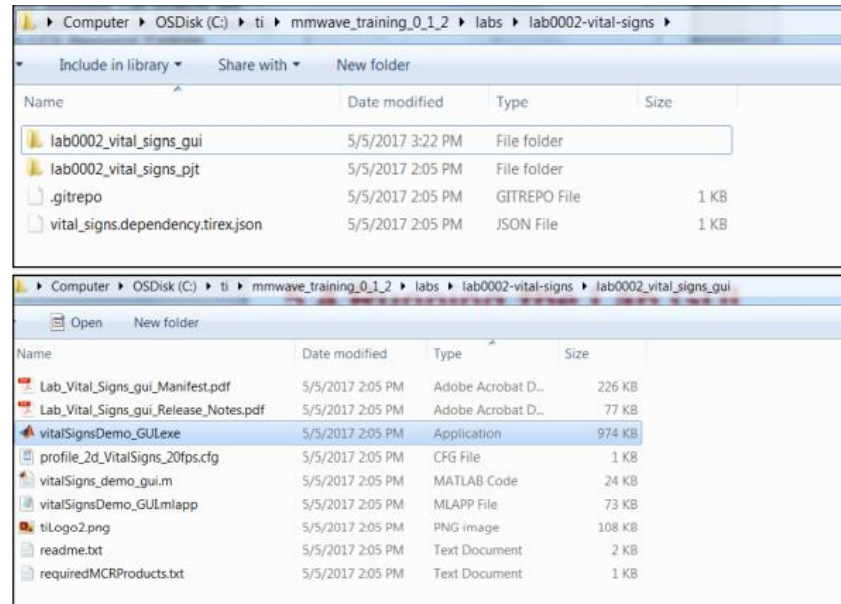




Hình 3.12: Nạp source code.

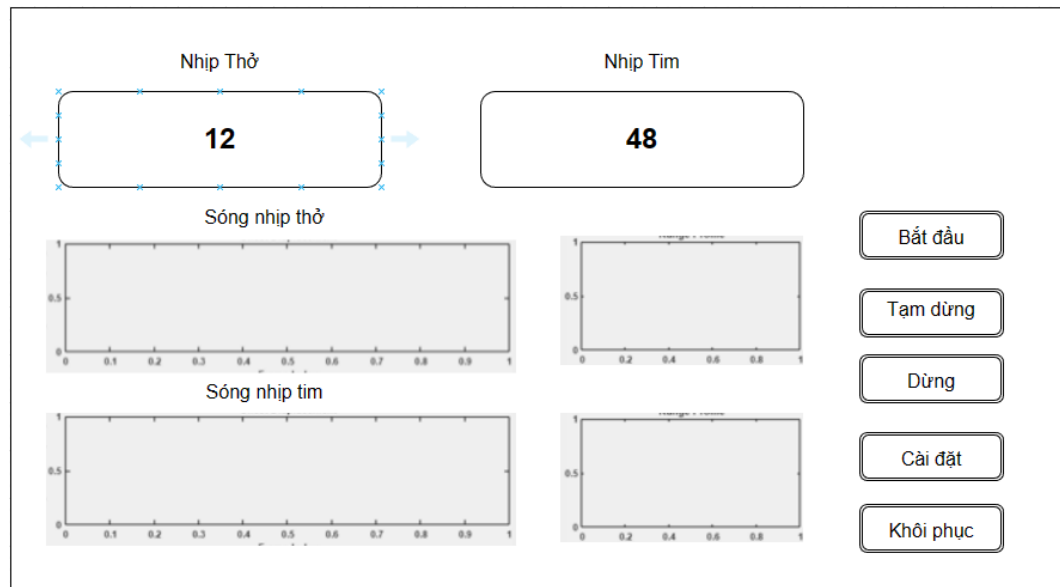


Hình 3.13: Tiến hành đóng gói ứng dụng.



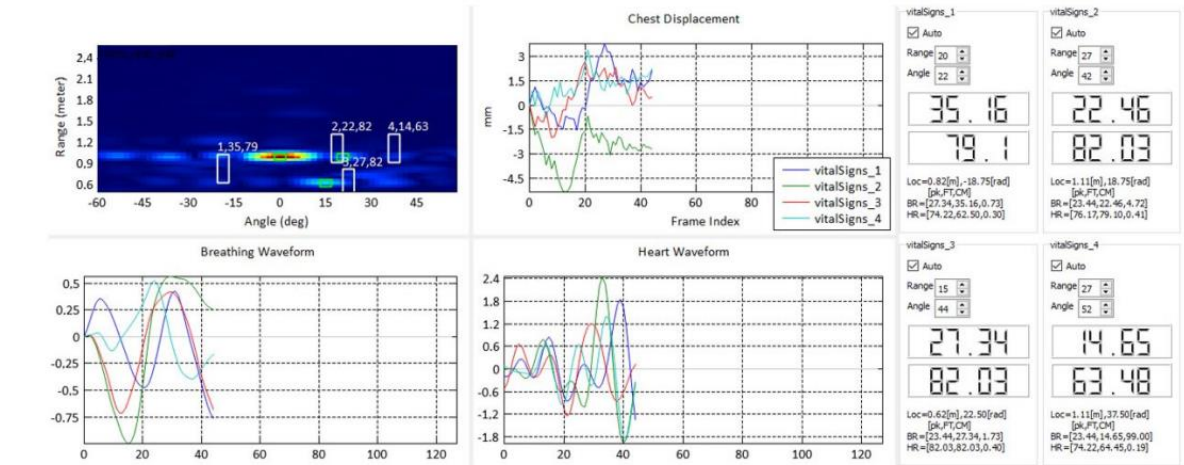
**Hình 3.14: Chạy ứng dụng sau khi đã đóng gói hoàn tất.**

❖ Bước 6: Tiến hành đo thử nghiệm Radar trên cơ thể người.

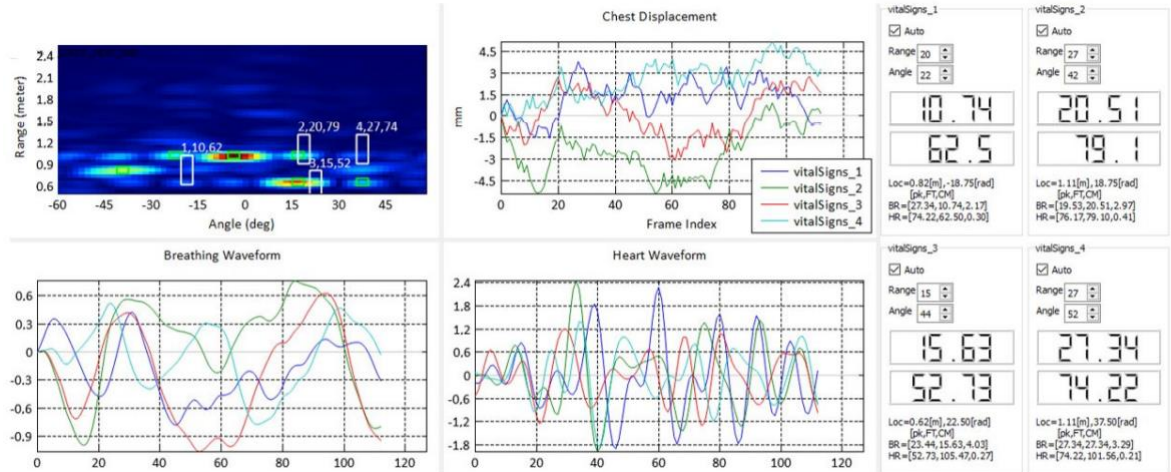


**Hình 3.15: Giao diện ứng dụng khi chạy.**

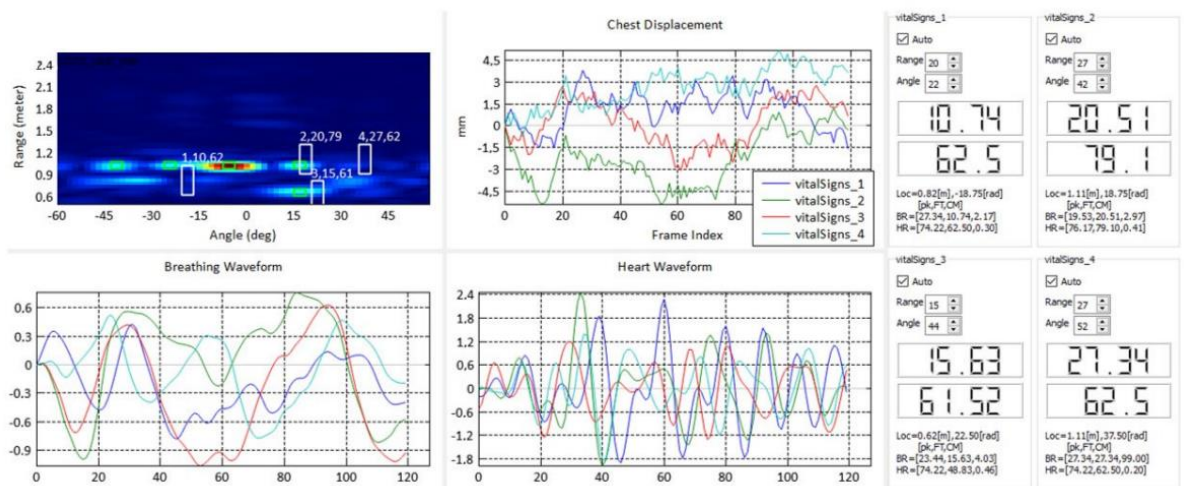
### 3.4.2 Thu thập dữ liệu



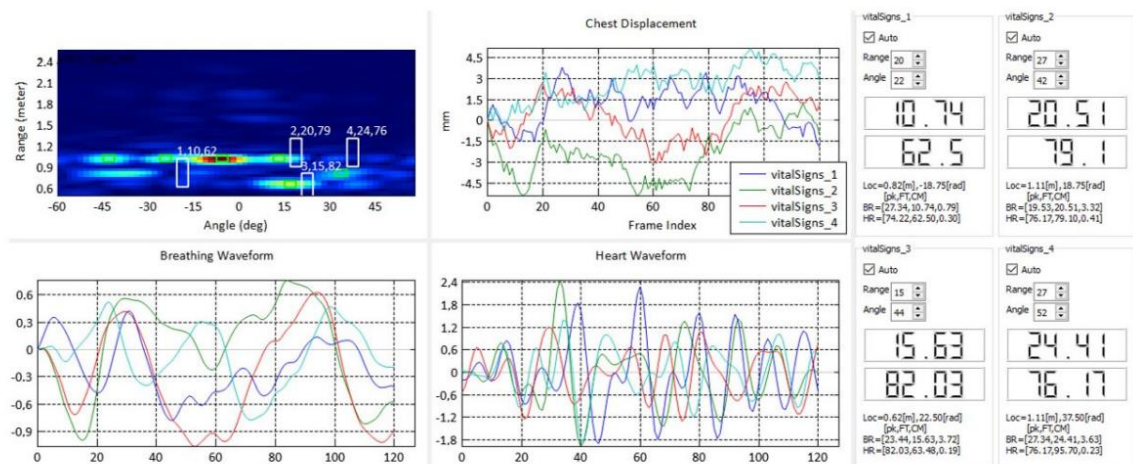
Hình 3.16: Đo lần 1



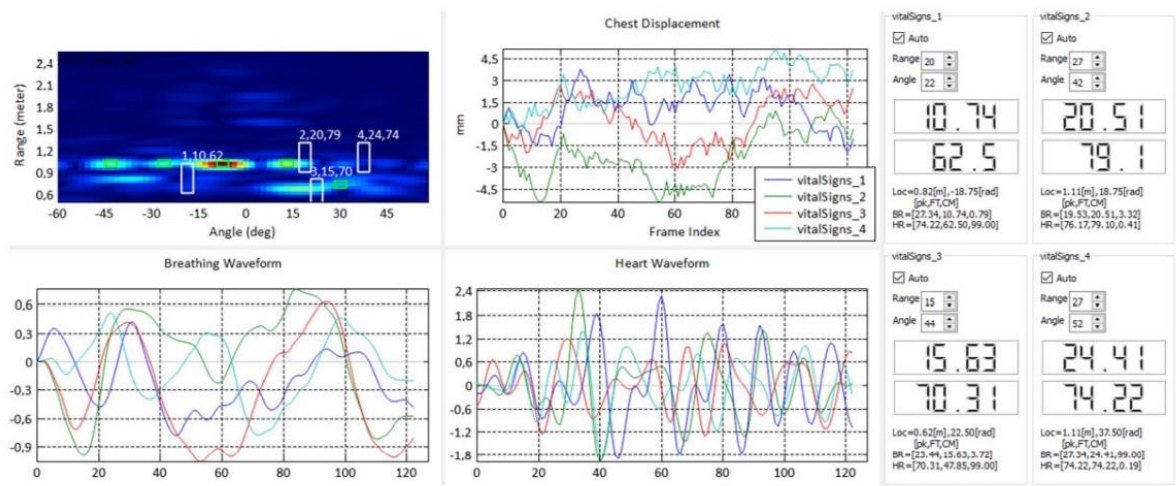
Hình 3.17: Đo lần 2



Hình 3.18: Đo lần 3



Hình 3.19: Đo lần 4



Hình 3.20: Đo lần 5

### 3.4.3 Kết quả thực nghiệm

**Bảng 3.1 Kết quả sau 5 lần đo của một người**

Lần đo	IWR1443 (lần/phút)	Go Direct (lần/phút)
Lần 1	14	14
Lần 2	16	15
Lần 3	22	23
Lần 4	19	21
Lần 5	22	22

Như có thể thấy trong bảng 3, đối với dữ liệu nhịp thở tự thu thập được ở hai thiết bị. Tuy có sai số nhỏ, nguyên nhân có thể do việc trích xuất tín hiệu chưa hoàn hảo, do chuyển động không mong muốn của cơ thể hoặc điều kiện môi trường nhưng là khá tương đồng với nhau. Từ kết quả thực nghiệm này, có thể nhận ra rằng việc đa dạng hoá dữ liệu thu thập đã giúp phần tăng tính thuyết phục về độ chính xác từ cảm biến Radar.

## KẾT LUẬN

Trong phạm vi luận văn đã thực hiện nghiên cứu về bài toán đo nhịp thở bằng cảm biến Radar. Động lực của nghiên cứu này là xác định các phương pháp hiệu quả để đối phó với đo nhịp tim và nhịp thở cho bệnh nhân có làn da nhạy cảm, chẳng hạn như da bị bỏng, đặc biệt nếu số lượng bệnh nhân lớn và số lượng nhân viên y tế hạn chế. Thí nghiệm của tôi đã giải quyết vấn đề này bằng cách đo các dấu hiệu sinh tồn của bốn mục tiêu cùng một lúc bằng cách sử dụng radar FMCW có tần số 77–81 GHz làm cảm biến từ xa. Sau đó tôi đã xử lý dữ liệu bằng cách sử dụng xử lý tín hiệu để nó tạo ra màn hình hiển thị các dấu hiệu quan trọng. Dựa trên kết quả thí nghiệm và giải thích của tôi, như đã báo cáo trong nghiên cứu này, có thể kết luận rằng có thể đo các dấu hiệu sinh tồn của một số người ngay lập tức mà không cần gắn cảm biến cho những người này. Nói cách khác, phép đo sử dụng phương pháp phát hiện đồng thời. Để phát triển trong tương lai, phương pháp được sử dụng trong thí nghiệm có thể được phân loại như một bước đầu tiên để được phát triển thêm để sử dụng trong y tế thể giới và trong lĩnh vực Tìm kiếm Cứu nạn



Trong quá trình nghiên cứu, nhiều hạn chế được phát hiện nhưng để giải quyết đòi hỏi nền tảng tri thức sâu và rộng hơn.

## TÀI LIỆU THAM KHẢO

- [1] Adib, F., Mao, H., Kabelac, Z., Katabi, D., & Miller, R. C. (2015). Smart Homes that Monitor Breathing and Heart Rate. *Proceedings of the 33rd Annual ACM Conference on Human Factors in Computing Systems*
- [2]. Adib, F., Kabelac, Z., Katabi, D., and Miller, R. C. 3D Tracking via Body Radio Reflections. In *Usenix NSDI* (2014).
- [3].Ahmad, A.; Roh, J.C.; Wang, D.; Dubey, A. Vital signs monitoring of multiple people using a FMCW millimeter-wave sensor. In *Proceedings of the 2018 IEEE Radar Conference (RadarConf18)*, Oklahoma City, OK, USA, 23–27 April 2018; pp. 1450–1455.
- [4]. A. N. Pedersen, S. Korreman, H. Nystrom, and L. Specht, “Breathing “ adapted radiotherapy of breast cancer: reduction of cardiac and pulmonary doses using voluntary inspiration breath-hold,” *Radiotherapy and oncology*, vol. 72, no. 1, pp. 53–60, 2004.
- [5]. B. Schleicher, I. Nasr, A. Trasser, and H. Schumacher, “Ir-uwband radar demonstrator for ultra-fine movement detection and vital-sign monitoring,” *Microwave Theory and Techniques, IEEE Transactions on*, vol. 61, no. 5, pp. 2076–2085, 2013.
- [6]. F. Zhang, D. Zhang, J. Xiong, H. Wang, K. Niu, B. Jin, and Y. Wang, “From fresnel diffraction model to fine-grained human respiration sensing with commodity wi-fi devices,” *Proceedings of the ACM on Interactive, Mobile, Wearable and Ubiquitous Technologies*, vol. 2, no. 1, p. 53, 2018.
- [7]. G. Shafiq and K. C. Veluvolu, “Surface chest motion decomposition for cardiovascular monitoring,” *Sci. Rep.*, vol. 4, 2014. [Online]. Available: <http://dx.doi.org/10.1038/srep05093>.
- [8]. I. Mostafanezhad, E. Yavari, O. Boric-Lubecke, V. M. Lubecke, and D. P. Mandic, “Cancellation of unwanted doppler radar sensor motion using empirical mode decomposition,” *Sensors Journal, IEEE*, vol. 13, no. 5, pp. 1897–1904, 2013.



- [9].Linda G. Shapiro and George C. Stockman (2001). Computer Vision. Prentice Hall. [\*ISBN 0-13-030796-3\*](#).
- [10].M. Jaderberg, K. Simonyan, A. Vedaldi, and A. Zisserman, “Synthetic data and artificial neural networks for natural scene text recognition,” 2014.
- [11]. P. X. Braun, C. F. Gmachl, and R. A. Dweik, “Bridging the collaborative gap: Realizing the clinical potential of breath analysis for disease diagnosis and monitoring–tutorial,” IEEE Sensors Journal, vol. 12, no. 11, pp. 3258–3270, 2012.
- [12].Reinhard Klette (2014). Concise Computer Vision. Springer. [\*ISBN 978-1-4471-6320-6\*](#).
- [13]. S. D. Min, J. K. Kim, H. S. Shin, Y. H. Yun, C. K. Lee, and M. Lee, “Noncontact respiration rate measurement system using an ultrasonic proximity sensor,” IEEE Sensors Journal, vol. 10, no. 11, pp. 1732– 1739, 2010.
- [14]. W. H. Organization et al., “Who technical meeting on sleep and health: Bonn, germany 22-24 january 2004,” in WHO technical meeting on sleep and health: Bonn, Germany 22-24 January 2004, 2004.
- [15].Attention Is All You Need. <https://arxiv.org/pdf/1706.03762.pdf>
- [16].Contactless Real-Time Heartbeat Detection via 24 GHz Continuous-Wave Doppler Radar Using Artificial Neural Networks  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC7219229/>
- [17].Focal Loss for Dense Object Detection Tsung-Yi Lin Priya Goyal Ross Girshick Kaiming He Piotr Dollar´ Facebook AI Research (FAIR).
- [18]. Go Direct® Respiration Belt. Vernier. URL: <https://www.vernier.com/product/go-direct-respiration-belt/>.
- [19].Hungarian Maximum Matching Algorithm. <https://brilliant.org/wiki/hungarian-matching>
- [20].Tim Morris (2004). Computer Vision and Image Processing. Palgrave Macmillan. [\*ISBN 0-333-99451-5\*](#).
- [21].[\*IWR1443 Single-Chip 76- to 81-GHz mmWave Sensor datasheet \(Rev. C\) \(ti.com\)\*](#)
- [22]. Yu Gu, Xiang Zhang , Zhi Liu and Fuji Ren. WiFi-based Real-time Breathing and Heart Rate Monitoring during Sleep. [\*1908.05108.pdf \(arxiv.org\)\*](#).

[23]. Khanh L.D., Duong P.X. “Principal Component Analysis for Heart Rate Measurement using UWB Radar”